

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2010-535539

(P2010-535539A)

(43) 公表日 平成22年11月25日(2010.11.25)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 18/12

(2006.01)

F 1
A 6 1 B 17/39テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-518728 (P2010-518728)	(71) 出願人	508363959 ジラス メディカル リミティド イギリス国, カーディフ シーエフ3 O エルティー, セント メロンズ, フォート ラン ロード
(86) (22) 出願日	平成20年7月18日 (2008.7.18)	(74) 代理人	100099759 弁理士 青木 篤
(85) 翻訳文提出日	平成22年3月30日 (2010.3.30)	(74) 代理人	100092624 弁理士 鶴田 準一
(86) 国際出願番号	PCT/GB2008/002480	(74) 代理人	100102819 弁理士 島田 哲郎
(87) 国際公開番号	W02009/019426	(74) 代理人	100110489 弁理士 篠崎 正海
(87) 国際公開日	平成21年2月12日 (2009.2.12)	(74) 代理人	100145425 弁理士 大平 和由
(31) 優先権主張番号	0715152.5		
(32) 優先日	平成19年8月3日 (2007.8.3)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

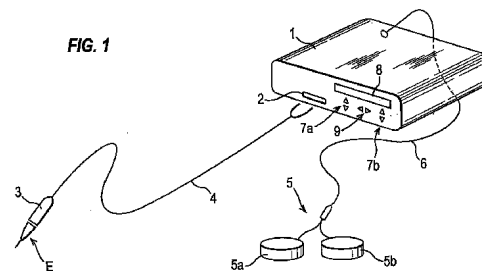
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気手術器具

(57) 【要約】

導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具は、器具シャフト10と、シャフトの一端の電極アセンブリ12とを備えている。電極アセンブリ12は、組織治療電極14と、絶縁部材16によって組織治療電極から電気的に絶縁されたリターン電極18とを備えている。組織治療電極14は、組織を治療する露出した表面を有し、リターン電極18は、使用する際に組織治療電極とリターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有している。また、組織治療電極に、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び/又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも1つの開口14aが設けられており、組織治療電極と絶縁部材とが、相互間に追加の吸引チャンネル25を形成する間隙が存在するように配置される。

FIG. 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具において、

前記器具が器具シャフトと、前記シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、前記電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって前記組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、前記組織治療電極が組織を治療する露出した表面を有し、前記リターン電極が、使用する際、前記組織治療電極と前記リターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有し、前記組織治療電極に、前記組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも 1 つの開口が設けられており、前記組織治療電極と前記絶縁部材とが、相互間に追加の吸引チャネルを形成する間隙が存在するように配置される電気手術器具。

10

【請求項 2】

前記組織治療電極と前記絶縁部材との間の前記間隙が前記組織治療電極の周囲の大部分を囲んで延びる、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記間隙が前記組織治療電極の全周囲を囲んで延びる、請求項 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記組織治療電極が実質上平面の組織治療表面を有する、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

20

【請求項 5】

前記組織治療電極の前記組織治療表面に、前記突起を取り囲む領域で前記組織治療電極が発生する電界を集中する少なくとも 1 つの外向きに延びる突起が設けられている、請求項 4 に記載の電気手術器具。

【請求項 6】

前記絶縁部材が、前記組織治療電極が受け入れられるチャンバを含む、先行する請求項のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 7】

前記組織治療電極が、露出した前記組織治療表面を含む上部と、それに従属する下部とを備える、請求項 6 に記載の電気手術器具。

30

【請求項 8】

前記絶縁部材内の前記チャンバに、前記組織治療電極を前記チャンバ内に保持するため前記組織治療電極の前記下部と協働するのに適した少なくとも 1 つの肩が設けられている、請求項 7 に記載の電気手術器具。

【請求項 9】

さらに、ポンプと、前記組織治療電極内の前記開口又は各前記開口及び前記吸引チャネルを前記ポンプと接続する吸引チューブとを備える、請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 10】

前記吸引チューブが導電性材料から製造されているので、前記吸引チューブが、RF 発生器から前記組織治療電極への電気入力を構成する、請求項 9 に記載の電気手術器具。

40

【請求項 11】

前記吸引チューブが器具シャフト内に設置される、請求項 10 に記載の電気手術器具。

【請求項 12】

請求項 7 又は 8 に従属する場合、前記組織治療電極の前記下部がキール部を備える、請求項 11 に記載の電気手術器具。

【請求項 13】

前記キール部が、前記組織治療電極を前記吸引チューブに接続するため前記吸引チューブ内に受け入れられる、請求項 12 に記載の電気手術器具。

【請求項 14】

50

前記吸引チューブが前記組織治療電極を前記絶縁部材内に保持する、請求項 13 に記載の電気手術器具。

【請求項 15】

さらに、前記組織治療電極と前記リターン電極とに接続された双極出力を有する RF 発生器を備える、請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 16】

前記組織治療電極の露出した前記端部が前記器具の遠位端部の前記絶縁部材内に提供される切り抜き部を通じて横方向に延び、前記リターン電極の前記流体接触表面が、前記切り抜き部の領域内で前記絶縁部材の上に重なっている、請求項 1 ~ 15 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

10

【請求項 17】

導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具において、

前記器具が器具シャフトと、前記シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、前記電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって前記組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、前記組織治療電極が組織を治療する露出した表面を有し、前記リターン電極が、使用する際、前記組織治療電極と前記リターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有し、前記露出した組織治療表面が本質的に平面であり、前記絶縁部材が開口を含み、前記組織治療電極が、周囲間隙が前記組織治療電極の周縁の少なくとも大部分を囲んで存在して、前記組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び / 又は粒子状物質を吸引できる通路となる吸引チャネルを形成するように、前記開口に対して設置される電気手術器具。

20

【請求項 18】

前記開口の断面積が前記組織治療表面の断面積よりわずかに大きく、前記組織治療電極が、周囲間隙が前記組織治療電極の周縁の少なくとも大部分を囲んで存在するように前記開口内に受け入れられる、請求項 17 に記載の電気手術器具。

【請求項 19】

無線周波数発生器と、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具とを備える電気手術機器において、

前記器具が、器具シャフトと、前記シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、前記電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって前記組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、前記組織治療電極が組織を治療する露出した端部を有し、前記リターン電極が、使用する際、前記組織治療電極と前記リターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するような形で前記組織治療電極から間隔の開いた流体接触表面を有し、前記無線周波数発生器が、前記電極に接続された双極出力を有し、前記組織治療電極に、前記組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び / 又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも 1 つの開口が設けられており、前記組織治療電極と前記絶縁部材とが配置され、相互間に追加の吸引チャネルを形成する間隙が存在する電気手術機器。

30

【請求項 20】

導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具において、

前記器具が器具シャフトと、前記シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、前記電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、前記組織治療電極が組織を治療する露出した表面を有し、前記リターン電極が、使用する際、前記組織治療電極と前記リターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有し、前記絶縁部材が、前記組織治療電極が受け入れられるチャンバを含み、前記組織治療電極が、露出した前記組織治療表面を含む上部と、それに従属する下部とを備え、前記チャンバに、前記組織治療電極を前記チャンバ内に保持するため前記組織治療電極と協働するのに適した少なくとも 1 つの肩が設けられている電気手術器具。

40

【請求項 21】

50

前記組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも１つの開口が好適には提供され、前記器具がさらに、前記開口又は各前記開口を吸引源に接続する吸引チューブを備える、請求項２０に記載の電気手術器具。

【請求項２２】

前記組織治療電極の前記下部がキール部を備える、請求項２１に記載の電気手術器具。

【請求項２３】

前記キール部が、前記組織治療電極を前記吸引チューブに接続し前記組織治療電極を前記チャンバ内に保持するため前記吸引チューブ内に受け入れられる、請求項２２に記載の電気手術器具。

【請求項２４】

前記組織治療電極が、前記組織治療電極と前記絶縁部材との間に間隙が存在して吸引チャンネルを形成するように前記チャンバ内に設置される、請求項２０～２３のいずれか１項に記載の電気手術器具。

【請求項２５】

前記組織治療電極と前記絶縁部材との間の前記間隙が前記組織治療電極の周囲の大部分を囲んで延びる、請求項２４に記載の電気手術器具。

【請求項２６】

前記間隙が前記組織治療電極の全周囲を囲んで延びる、請求項２５に記載の電気手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具、上記器具を含む電気手術機器、及び上記器具で使用する電極に関する。

【背景技術】

【０００２】

内視鏡電気手術は体腔内の組織を治療するため有用であり、通常、膨張媒体の存在下で行われる。膨張媒体が液体である場合、これは一般に水中電気手術と呼ばれ、この用語は、手術部位で液体に浸漬された治療電極を持つ電気手術器具を使用して生体組織を治療する電気手術を指す。腹腔鏡又は消化器手術における多くの場合のように、液体媒体が適さないような体積がより大きくなりうる膨張性体腔内で内視鏡手術を行う場合、気体媒体が一般に利用される。

【０００３】

水中手術は一般に内視鏡技術を使用して行われ、内視鏡自体が、電極の通路のための導管（一般に作業チャンネルと呼ばれる）を提供してもよい。代替的には、内視鏡は特に、（切除用内視鏡の場合のように）電極を設置するための手段を含むようになっていてもよく、また電極は、内視鏡に対してある角度をなす独立したアクセス手段を介して体腔内に導入してもよく、この技術は一般に三角法と呼ばれる。こうした様々な技術は手術の特性によって細分でき、個々の体腔へのアクセスルートによっていずれかの技術が特に有利になる。一体型作業チャンネルを持つ内視鏡、又は切除用内視鏡としての特徴を持つ内視鏡は、子宮内膜にアクセスする子宮頸管、又は前立腺及び膀胱にアクセスする尿道といった自然の身体開口部を通じて体腔にアクセスできる場合、一体型作業チャンネルを持つ内視鏡、又は切除用内視鏡としての特徴を持つ内視鏡が一般に利用される。子宮内膜で使用するために特に設計した内視鏡は子宮鏡と呼ばれ、尿路で使用するために設計した内視鏡は膀胱鏡、尿道鏡及び切除用内視鏡を含む。前立腺の経尿道的切除又は蒸発はそれぞれTURP及びEVA Pとして知られている。内視鏡が通過できる自然の身体開口部が存在しない場合、三角法の技術が一般に利用される。三角法は一般に、膝及び肩といった関節腔での水中内視鏡手術の際に使用される。こうした手順で使用される内視鏡は一般に関節鏡と呼ばれる。

【０００４】

電気手術は普通、単極器具又は双極器具のいずれかを使用して実行される。単極電気手術の場合、手術領域でアクティブ電極を使用し、導電性リターンプレートは患者の皮膚に固定する。この配置によって、電流はアクティブ電極から患者の組織を通じて外部のリターンプレートに通過する。患者は回路の大部分となるので、患者の組織の抵抗性電流制限及び、水中電気手術の場合、血液又は他の体液の存在によって部分的に導電性となる流体媒体による電力損失を補償するため、入力電力レベルは高く（通常150～250ワット）なければならない。また、単極配置で高い電力を使用することは、リターンプレートで発生し、重篤な皮膚の火傷を起こすことがある組織の加熱のため危険である。また、体腔への入口での器具と患者組織との間の容量性結合の危険がある。

【0005】

10

双極電気手術の場合、組織適用部位で1対の電極（組織治療電極とリターン電極）を一緒に使用する。この配置は、無線周波数電流が電極間の領域に制限されるように2つの電極が比較的近接しているため安全の見地から利点を有する。しかし、作用の深さは2つの電極間の距離に正比例しており、非常に小さな電極を必要とする用途では、電極間隔が非常に小さいため、組織の作用と出力電力が制限される。電極の間隔を大きくすることは適用部位の視界を見えにくくすることが多く、両方の電極を組織に直接接触させるような手術技術の修正が必要になる。

【0006】

リターン電極と組織との間の電気接合は、生理食塩水のような導電性溶液によって組織を湿らせることによって支援できる。これによって手術作用は組織治療電極に制限され、2つの電極の間の電気回路は組織によって完成する。この設計による明らかな制限の1つは、リターン電極が回路を完成できるようにするため、組織治療電極を組織に完全に埋め込まなければならないことである。もう1つの問題は、組織表面に対して垂直に接触した理想的な状態から適用角度が比較的小さく変化しただけでも接触面積比が変化して、手術作用がリターン電極と接触する組織で発生することがあるという方向の問題である。

20

【0007】

体腔の膨張は、手術部位へのアクセスを得るための空間を提供し、視覚を改善し、器具の操作を可能にする。低体積の体腔では、特に高い圧力で体腔を膨張させるのが望ましい場合、光学特性がより良好で、手術部位から血液を洗い落とすため、気体ではなく液体がより一般的に使用される。

30

【0008】

従来の水中電気手術は、電気伝導損失を除去する灌注液又は膨張媒体として（1.5%グリシンのような）非導電性液体を使用して行われた。グリシンは、血管内吸収が行われる時に血液の浸透圧の変化を防止するため等張濃度で使用される。手術の過程で、血管を切断し、その結果液体が循環系に流入することがあり、これは、とりわけ、血清ナトリウムの希釈を発生することがあり、水中毒として知られる状態につながる可能性がある。

【0009】

水中内視鏡電気手術において、非導電性の電解質を含まない溶液の代わりに、生理食塩水のような導電性液体媒体を使用できることを出願人は発見した。生理食塩水は、電気手術が考慮されない場合、又はレーザ治療のような非電氣的な生体作用が使用される場合、水中内視鏡手術において好適な膨張媒体である。生理食塩水（0.9% w/v : 150 mmol/l）は、大部分の身体組織より幾分大きな導電率を有するが、手術部位からの吸収又は溢出による浸出が生じる生理学的影響が小さく、非導電性の電解質を含まない溶液のいわゆる水中毒作用が回避されるという利点を有する。

40

【0010】

導電性液体を使用する水中電気手術に適した双極器具を出願人は開発した。この電気手術器具は、ハンドピースと器具シャフトとを有する器具本体と、シャフトの一端の電極アセンブリとを備える。電極アセンブリは、器具の遠位末端で露出した組織治療（アクティブ）電極と、組織治療電極から電氣的に絶縁され、組織治療電極の露出部分から近位方向に間隔の開いた流体接触表面を有するリターン電極とを備える。器具を使用する際、組織

50

治療電極を治療対象の組織に作用させ、組織治療電極の露出部分から近位方向に間隔の開いたリターン電極は、普通組織から間隔を開けて、組織と流体媒体を通る組織治療電極からの電気手術電流ループを完成する役目を果たす。この電気手術器具は、本出願人の欧州特許第771176号（特許文献1）に記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0011】

【特許文献1】欧州特許第771176号

【特許文献2】欧州特許出願第959787号

【特許文献3】欧州特許第754437号

10

【特許文献4】欧州特許第959784号

【0012】

この器具の電極構造は、導電性流体媒体と組み合わされて、単曲又は双極電気手術で経験された問題の大部分を回避する。特に、入力電力レベルは、単極配置で一般に必要とされるものよりはるかに低い（通常100ワット）。さらに、電極間の間隔が比較的大きいため、従来の双極配置と比較して改良された作用の深さが得られる。

【0013】

しかし、体腔の体積が小さい場合（例えば、膝のような大きな関節でも50～60mlの灌注流体しか収容しないことがある関節鏡手術の場合）、

（i）組織接触電極のごく近傍で加熱された流体が、副次的な組織の損傷を発生することがあり、

20

（ii）組織接触電極によって蒸発した組織の生成物が視覚上の問題を発生することがあり、

（iii）関節空間に存在する軟部組織は移動する傾向があり、その組織を蒸発させるためにアクティブ電極を作用させるのが困難になる、といった問題が発生することがある。

【0014】

関節鏡電極は、短く（100～200mm）、作業直径が5mmまでの剛性のものとしてもよい。関節鏡電極は、三角法技術を使用して（カニユーレを使うか又は使わずに）刺切を通じて関節腔に導入してもよい。こうした電極は、関節鏡画像上で9時と3時の位置の間で電極を移動させる動きによって操作する。その結果、治療対象の組織には普通、電極の軸に対して浅い作業角度で接近する。したがって、関節鏡電極は、この角度で組織に接近することと両立する作用を有する必要がある。半月板軟骨のような治療対象の組織は一般に稠密で高い電気インピーダンスを有する。関節鏡電極は、治療対象の組織の種類、電極のサイズ、及び、アクセスを改善するため電極の寸法は現在利用されている機械式シェーバ装置の刃より小さくなっているにもかかわらず、関節鏡専門医はシェーバ装置と同等の作用速度を求めているという事実を反映した出力電力及び電圧の設定を必要とする。

30

【0015】

本出願人の欧州特許出願第959787号（特許文献2）は、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は組織粒子のような粒子状物質を吸引できる通路となる組織治療電極に複数の開口が設けられている、双極電気手術器具を記載している。この電気手術器具は、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質の一部を除去できるが、それらの物質を完全に除去するわけではない。その結果、依然として視覚上の問題が発生することがある。

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

本発明の目的は、この種の改良された電気手術器具を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0017】

50

本発明は、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具であって、該器具が器具シャフトと、シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって組織治療電極から電氣的に絶縁されたりターン電極とを備え、組織治療電極が、組織を治療する露出した表面を有し、リターン電極が、使用する際、組織治療電極とリターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有し、組織治療電極に、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも１つの開口が設けられており、組織治療電極と絶縁部材とが、相互間に追加の吸引チャンネルを形成する間隙が存在するように配置される電気手術器具を提供する。

【００１８】

10

好適には、組織治療電極と絶縁部材との間の間隙は組織治療電極の周囲の大部分を囲んで延び、より好適には、間隙は組織治療電極の全周囲を囲んで延びる。

【００１９】

有利には、組織治療電極は、実質上平面の組織治療表面を有する。しかし、好適には、組織治療電極の組織治療表面には、突起を取り囲む領域で組織治療電極が発生する電界を集中する少なくとも１つの外向きに延びる突起が設けられている。

【００２０】

好適には、絶縁部材は、組織治療電極が受け入れられるチャンバを含む。好都合には、組織治療電極は、露出した組織治療表面を含む上部と、それに従属する下部とを備える。絶縁部材内のチャンバには好適には、組織治療電極をチャンバ内に保持するため組織治療電極の下部と協働するのに適した少なくとも１つの肩が設けられている。このようにして、流体、気泡及び組織片の排出を支援する周囲吸引チャンネルを維持しつつ、組織治療電極を絶縁部材のチャンバ内に確実に設置できる。通常、下部は、中央ステムに従属する成型された部分によって構成されるキール部を備える。

20

【００２１】

器具はさらに、ポンプと、組織治療電極内の開口又は各開口及び吸引チャンネルをポンプと接続する吸引チューブとを備える。

【００２２】

好都合には、吸引チューブは導電性材料から製造されているので、吸引チューブは、ＲＦ発生器から組織治療電極への電気入力を構成し、吸引チューブは器具シャフト内に設置される。

30

【００２３】

おそらく、キール部は、組織治療電極を吸引チューブに接続するため吸引チューブ内に受け入れられる。好適には、吸引チューブは組織治療電極を絶縁部材内に保持する。

【００２４】

おそらく、ポンプは周期的に起動されるので、物質はパルス的に吸引される。ポンプは、組織治療電極に電源が投入され組織蒸発を行う時だけ起動するようにしてもよい。

【００２５】

器具はさらに、組織治療電極とリターン電極とに接続された双極出力を有するＲＦ発生器を備える。

40

【００２６】

この場合、ポンプは、ＲＦ発生器の電圧出力特性に応じて制御してもよい。

【００２７】

好適には、組織治療電極の露出した端部は器具の遠位端部の絶縁部材内に提供される切り抜き部を通じて横方向に延び、リターン電極の流体接触表面は、切り抜き部の領域内で絶縁部材の上に重なっている。

【００２８】

組織治療電極は、タングステンで、又はタングステンとプラチナの合金で製造してもよい。

【００２９】

50

また、本発明は、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具であって、該器具が器具シャフトと、シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、組織治療電極が組織を治療する露出した表面を有し、リターン電極が、使用する際、組織治療電極とリターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有し、露出した組織治療表面が本質的に平面であり、絶縁部材が開口を含み、組織治療電極が、周囲間隙が組織治療電極の周縁の少なくとも大部分を囲んで存在して、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる吸引チャンネルを形成するように、開口に対して設置される電気手術器具を提供する。

【0030】

10

好適には、露出した組織治療表面は第1の断面積を有し、絶縁部材は第2の断面積を有する開口を含み、第2の断面積は第1の断面積よりわずかに大きく、組織治療電極は、周囲間隙が組織治療電極の周縁の少なくとも大部分を囲んで存在するように開口内に受け入れられる。

【0031】

本発明はさらに、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具のための電極ユニットであって、電極ユニットが、一端に器具ハンドピースに接続する手段を有するシャフトと、シャフトのもう一端に設置された、組織治療電極と、絶縁部材によって組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備える電極アセンブリとを備え、組織治療電極が組織を治療する露出した端部を有し、リターン電極が、使用する際に組織治療電極とリターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するような形で組織治療電極から間隔の開いた流体接触表面を有し、組織治療電極に、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも1つの開口が設けられており、組織治療電極と絶縁部材とが、相互間に追加の吸引チャンネルを形成する間隙が存在するように配置される電極ユニットを提供する。

20

【0032】

電極ユニットはさらに、器具シャフトの遠位端部に大気圧より低い圧力をかけて、使用する際、開口又は各開口及び吸引チャンネルを通じて組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引するポンプを備える。

【0033】

30

おそらく、ポンプは周期的に起動されるので、物質はパルス的に吸引される。ポンプは、組織治療電極に電源が投入され組織蒸発を行う時だけ起動するようにしてもよい。

【0034】

電極ユニットはさらに、組織治療電極とリターン電極とに接続された双極出力を有するRF発生器を備える。この場合、ポンプは、RF発生器の電圧出力特性に応じて制御してもよい。

【0035】

本発明はまたさらに、無線周波数発生器と、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具とを備える電気手術機器であって、該器具が、器具シャフトと、シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、組織治療電極が組織を治療する露出した端部を有し、リターン電極が、使用する際、組織治療電極とリターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するような形で組織治療電極から間隔の開いた流体接触表面を有し、無線周波数発生器が、電極に接続された双極出力を有し、組織治療電極に、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも1つの開口が設けられており、相互間に追加の吸引チャンネルを形成する間隙が存在するように組織治療電極と絶縁部材とが配置される、電気手術機器を備える。

40

【0036】

本発明はさらに、導電性流体媒体の存在下で組織を治療する電気手術器具であって、該

50

器具が器具シャフトと、シャフトの一端の電極アセンブリとを備え、電極アセンブリが組織治療電極と、絶縁部材によって組織治療電極から電氣的に絶縁されたリターン電極とを備え、組織治療電極が組織を治療する露出した表面を有し、リターン電極が、使用する際、組織治療電極とリターン電極との間の電気回路を完成する導電性流体経路を画定するように流体接触表面を有し、絶縁部材が、組織治療電極が受け入れられるチャンバを含み、組織治療電極が、露出した組織治療表面を含む上部と、それに従属する下部とを備え、チャンバには、組織治療電極をチャンバ内に保持するため組織治療電極と協働するのに適した少なくとも１つの肩が設けられている電気手術器具を提供する。

【 0 0 3 7 】

上記のように、組織治療電極を取り囲む領域から気泡及び／又は粒子状物質を吸引できる通路となる少なくとも１つの開口が好適には提供され、器具はさらに、開口又は各開口を吸引源に接続する吸引チューブを備える。１つの配置では、組織治療電極の下部はキール部を備え、キール部は、組織治療電極を吸引チューブに接続し組織治療電極をチャンバ内に保持するため吸引チューブ内に受け入れられる。

【 0 0 3 8 】

このように組織治療電極を設置することによって、電極はチャンバの本体内に配置され、チャンバの周囲との物理的接続を有する必要はない。したがって、組織治療電極は好都合には、組織治療電極と絶縁部材との間に間隙が存在して吸引チャンネルを形成するようにチャンバ内に設置される。組織治療電極と絶縁部材との間の間隙は好都合には組織治療電極の周囲の大部分を囲んで延び、さらには組織治療電極の全周囲を囲んで延びてもよい。

【 0 0 3 9 】

本発明を添付の図面を参照して例示によってさらに詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 0 】

【図 1】本発明によって構成された電気手術機器を示す図である。

【図 2】本発明によって構成された第 1 の形態の電気手術器具の遠位端の透視図である。

【図 3】図 2 に対応する平面図である。

【図 4】図 2 及び図 3 に対応する概略断面側面図である。

【図 5】図 2 ～図 4 に対応する部分断面分解図である。

【図 6】図 2 ～図 4 に対応する断面図である。

【図 7】本発明によって構成された第 2 の形態の電気手術器具の遠位端の部分断面透視図である。

【図 8】図 7 の電気手術器具の遠位端の透視図である。

【図 9】図 8 に対応する平面図である。

【図 10】図 8 及び図 9 に対応する部分断面分解図である。

【図 11】本発明によって構成された第 3 の形態の電気手術器具の遠位端の透視図である。

【図 12】図 11 の電気手術器具の断面側面図である。

【図 13】図 11 の電気手術器具の断面透視図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 1 】

図面を参照すると、図 1 は、ハンドピース 3 の形態の器具のために、接続コード 4 を介して、無線周波数 (R F) 出力を提供する出力ソケット 2 を有する発生器 1 を含む電気手術機器を示す。発生器 1 の起動は、コード 4 中の制御接続 (図示せず) を介してハンドピース 3 から行ってもよく、またフットスイッチ接続コード 6 によって発生器 1 の背面に別個に接続されたフットスイッチユニット 5 によって行ってもよい。例示実施形態では、フットスイッチユニット 5 は、それぞれ発生器 1 の乾燥モードと蒸発モードとを選択する 2 つのフットスイッチ 5 a 及び 5 b を有する。発生器の前面パネルは、それぞれディスプレイ 8 に表示される乾燥及び蒸発の電力レベルを設定する押しボタン 7 a 及び 7 b を有する。押しボタン 9 は、乾燥及び蒸発モードを選択する代替手段として提供される。

【 0 0 4 2 】

ハンドピース 3 は、以下説明するアクティブ先端 E 1 及び E 2 のようなアクティブ先端 E を遠位端に有する。

【 0 0 4 3 】

図 2 ~ 図 6 は、セラミック絶縁体 1 6 内に受け入れられるアクティブ電極 1 4 を備える電極アセンブリ 1 2 を持つアクティブ先端 E 1 の第 1 の実施形態を示す。アクティブ電極 1 4 はセラミック絶縁体 1 6 内に提供される開口 1 6 a 内に収容される。アクティブ（組織治療）電極 1 4 はタングステン又はタングステンとプラチナの合金から形成される。アクティブ電極 1 4 は吸引開口 1 4 a を持って形成され、各隅にそれぞれ突起 1 4 b が設けられており、これらの突起はアクティブ電極の各隅に電界を集中するために提供される。また、突起 1 4 b は、アクティブ電極 1 4 の平坦な表面と治療対象の組織との間に小さな離隔を形成する役目を果たす。このため導電性流体は平面の表面の上で循環するようになり、電極又は組織の過熱が回避される。

10

【 0 0 4 4 】

図 4 ~ 図 6 に示すように、アクティブ電極 1 4 は、平面の表面 1 7 及び突起 1 4 b を含む上部 1 5 と、成形されたキール部 2 1 を含む下部 1 9 とを備える。アクティブ先端 E 1 を組み立てるためには、セラミック絶縁体 1 6 内に存在するチャンバ 2 4 内にアクティブ電極を押し下げる。そして、吸引チューブ 2 2 を前方に押し、アクティブ電極のキール部 2 1 の上に配置し、それを定位置に固定する。吸引チューブ 2 2 が前方に移動することによってアクティブ電極 1 4 がチャンバ 2 4 内で前方に押されるので、キールの遠位端の突起 2 6 は、セラミック絶縁体 1 6 上に存在する対応する肩 7 の下に位置するようになり、アクティブ電極を定位置に固定する。これは図 4 及び図 5 に詳細に示される。

20

【 0 0 4 5 】

気泡発生の問題を減らし、組織治療電極 1 4 を取り囲む領域からの（組織片のような）粒子状物質の除去を助けるため、アクティブ先端 E 1 には、アクティブ電極内の開口 1 4 a を通じ器具のシャフトを介して気泡を除去できる吸引ポンプ（図示せず）が設けられている。吸引チューブ 2 2 は、ステンレス鋼又は金メッキした銅といった導電性材料から製造されており、吸引開口 1 4 a を吸引ポンプに接続する。また、チューブ 2 2 は、アクティブ電極 1 4 を発生器 1 に電氣的に接続する手段を構成する。

【 0 0 4 6 】

R F 発生器 1（図 2 には図示せず）は、電気手術電流を電極アセンブリ 1 2 に供給する。発生器 1 は、様々な電気手術上の要求に合わせて供給される出力電力を変化させる手段を含む。発生器は、本出願人の欧州特許第 7 5 4 4 3 7 号（特許文献 3）の明細書に記載されたようなものでもよい。

30

【 0 0 4 7 】

リターン電極 1 8 は、シャフト 1 0 の遠位端部によって構成され、ポリテトラフルオロエチレン、ポリオレフィン、ポリエステル又はエチレンテトラフルオロエチレンのスリーブ 2 0 が、リターン電極 1 8 に隣接したシャフト 1 0 の近位部を取り囲んでいる。リターン電極 1 8 は、開口 1 6 a と反対側の絶縁体 1 6 の表面の上に延びるフード状延長部 1 8 a を持って形成される。したがって、アクティブ先端 E 1 は、作業角度が浅い用途で最大の組織係合を提供でき、サイドエフェクト電極として知られている。

40

【 0 0 4 8 】

吸引チューブ 2 2 は、遠位端に細長いスロット 2 3 を持って形成される。図示するように、吸引チューブ 2 2 の遠位端は、アクティブ電極 1 4 の下でセラミック絶縁体 1 6 が画定するチャンバ 2 4 内に延びる。スロット 2 3 は、アクティブ電極 1 4 内の開口 1 4 a 及び、アクティブ電極の外周と開口 1 6 a の内周との間に画定される周辺チャネル 2 5 と連続している。

【 0 0 4 9 】

このことは、手術部位からの気泡及び粒子状物質の除去を向上させるので、積極的に組織を切除する際には特に有利である。電極 1 4 及びその周囲を通過する気泡及び粒子状物

50

質の流れとRF発生器1の電圧出力特性とのバランスを取ってアクティブ電極の過度の冷却とその結果としての蒸発電力閾値の増大を防止するように、吸引ポンプを制御してもよい。開口の付いたアクティブ電極14の熱質量は中実なアクティブ電極の熱質量より低く、このことは過度の冷却の後でアクティブ電極の周囲の蒸気ポケットが崩壊した場合その迅速な再確立の助けになる。

【0050】

図7～図10は、電気手術器具ハンドピース3の遠位端の第2の形態のアクティブ先端E2を示す。アクティブ先端E2は先端E1と同様なので、同じ部品については同じ参照番号を使用し、相違点だけを詳細に記載する。

【0051】

電極ユニットE2と電極ユニットE1との間の1つの相違点は吸引開口14aの位置であって、電極ユニットE2の吸引開口は中央ではなくアクティブ電極14の近位端部の近くに配置されている。しかし、主な相違点は、アクティブ電極14をセラミック絶縁体16内に組み込むやり方である。図7～図9の実施形態では、セラミック絶縁体16内のチャンバ24は空ではなく、相互間にスロット29を持つチャンバの各側面の棚部28を収容している。セラミック絶縁体内にアクティブ電極を組み込むためには、キール部21がシェル部28の近位のチャンバ内に受け入れられるようにチャンバ24内にアクティブ電極14を押し下げる。キール部21は、細くなったステム31に従属する成形された下部部分30を備える。チャンバ24内に導入されると、アクティブ電極は、ステム31が棚部28の間でスロット29内に受け入れられ、下部部分30が棚部28の下に保持されるように前方に移動できる。アクティブ電極をこの位置に置いて、吸引チューブ22を遠位方向に移動させ下部部分30の周囲に嵌合させアクティブ電極14を定位置にロックする。このロック機構はアクティブ電極をセラミック絶縁体16内に堅固に保持し、たとえ使用中器具に大きな力が印加されてもアクティブ電極14が動かないようにする。

【0052】

図11～図13は、電気手術器具ハンドピース3の遠位端の第3の形態のアクティブ先端E3を示す。アクティブ先端E3は先端E2と同様なので、同じ部品については同じ参照番号を使用し、相違点だけを詳細に記載する。

【0053】

アクティブ先端E3は、図7～図10の実施形態と同様のやり方で絶縁体16内に固定され、キール部21は吸引チューブ22内に受け入れられ、棚部28の下でチャンバ24内にアクティブ先端をロックするために使用される(図10参照)。アクティブ先端E3は、開口14aが約45度の角度で組織治療電極を通じて傾斜している点でわずかに異なっている。めくら凹部32が電極14内に提供される。この凹部32は電気手術器具の自動組み立てを可能にするためだけの目的で提供され、電極14を貫通していないので、吸引開口を提供しない。

【0054】

利用されるアセンブリの配置がどのようなものであれ、アクティブ電極14の上部15は、周囲吸引チャンネル25がアクティブ電極と絶縁体との間に存在するようにセラミック絶縁体16内に配置される。この周辺チャンネルは、吸引開口14aに加えて、アクティブ電極から吸引チューブ22に、流体、気泡及び組織片を吸引する助けとなる。

【0055】

こうした電気手術器具は、組織を迅速に切除するため特に有用である。関節鏡電極構成を使用して組織を迅速に切除する場合、特に小さな関節空間で作業する時に遭遇しうる問題の1つは、組織蒸発の最終生成物として生じる気泡の発生である。こうした気泡は視界を見えにくくし、適用される組織の部位に癒着することがあるので、アクティブ電極とリターン電極との間の電気回路は、導電性流体が存在しなくなるため損なわれるようになる。

【0056】

しかし、図2～図6、図7～図10、又は図11～図13の電気手術器具を使用すると

、アクティブ先端 E 1、E 2 又は E 3 の使用によって蒸発の閾値電力が低くなる結果、気泡の生成がさらに減少する。この改良は、アクティブ電極 1 4 の背面に延びるリターン電極 1 8 のフード状延長部 1 8 a に起因する。これはアクティブ電極 1 4 とリターン電極 1 8 との間の離隔を減らし、それによってアクティブ電極の電界と蒸発閾値電力を下げる。これによって、所与のアクティブ電極領域で他の場合に必要になるよりも低い電力で組織の蒸発の速度を向上させ、気泡の形成を減少させる。フード状延長部 1 8 a はアクティブ電極 1 4 の長さの主要部に沿って延びるので、電極の離隔を減らしたにもかかわらず大きなサイズのアクティブ電極を支持できる。

【0057】

また、各アクティブ先端 E 1 ~ E 3 の電極アセンブリ 1 2 の堅牢性も、電極アセンブリを低温マニピュレータとして使用しようとする外科医の傾向と、治療対象の組織（特に骨及び軟骨）が剛性であることとの両方の理由で関節鏡手術において重要である。フード状延長部 1 8 a は、セラミック絶縁体 1 6 の上に延びてセラミックが破損する危険と絶縁が破壊する可能性を減らしているので、電極アセンブリ 1 2 に機械的強度を加えている。

【0058】

こうした電気手術器具は主として、蒸発による迅速な組織の切除を必要とする関節鏡手術で使用することを意図している。使用する際、こうした電気手術器具は、その電極アセンブリ 1 2 を選択された手術部位（例えば、膝の関節空間内）に導入するように操作され、そのアクティブ電極 1 4 は治療対象の組織に接触し、組織と電極アセンブリは生理食塩水に浸漬される。

【0059】

その後、フットスイッチ 5 b（又は押しボタン 7 b）を操作して、蒸発のために必要な電力レベルを設定する。すると、発生器 1 は十分な R F 電力を関連する電極アセンブリ 1 2 に提供して、そのアクティブ電極 1 4 の周囲で生理食塩水を蒸発させ、この電極を取り囲む蒸気ポケットを維持する。ブラッシング技術を使用して、組織表面に対する強い圧力で、迅速な組織の切除を達成する。組織に軽く触れると作用が弱まるので、それを使用して残った組織表面を造形し平滑にすることができる。組織の係合によって、アクティブ電極 1 4 の幾何学的形状が用途に適しているとすれば、アクティブ電極を通じた洗浄液の流れは減少するが、減少量は、組織表面の性質、印加圧力及び吸引圧力に依存する。したがって、切除の速度は、これらの変数に依存する。蒸発が発生すると、生成物は、気泡、炭素粒子及び組織片を含む。こうした生成物は全て、吸引ポンプが行う吸引によってアクティブ電極 1 4 の領域から除去される。開口 1 4 a と周辺チャネル 2 5 は、吸引ポンプの吸引によって、蒸発された組織が器具に引き込まれ器具シャフト 1 0 を通じて吸い出されるように配置される。

【0060】

また、アクティブ先端 E 1 ~ E 3 は、関節腔内から加熱された生理食塩水（膨張流体）を除去する際に非常に有効である。高温膨張流体の危険は主として電力印加中に蒸発閾値に達することで発生する。閾値に達すると、所用電力は 30 ~ 50 % 低下する。

【0061】

アクティブ電極 1 4 を通じた吸引は体腔から加熱された生理食塩水を除去し、蒸発閾値に達しない状態で長時間作動することによる過熱の危険を除去するが、アクティブ電極の周囲で発生する蒸気ポケットの冷却作用及び崩壊は蒸発閾値を上昇させる。したがって、アクティブ電極 1 4 を通じて印加される吸引力が大きくなるほど蒸発閾値に達するために必要な電力が大きくなり、過熱の危険が増大する、という悪循環が発生することがある。蒸発閾値に影響する他の要因は、リターン、アクティブ間の接点面積の比ならびに、2 つの電極 1 4 及び 1 8 の間の絶縁分離である。したがって、蒸発の電力閾値の上昇における吸引の影響を相殺するという目的を達成するためアクティブ電極 1 4 のサイズと絶縁分離は、必要最小限に減らさなければならない。

【0062】

本出願人の欧州特許第 9 5 9 7 8 4 号（特許文献 4）の明細書は、内視鏡内のチャネル

10

20

30

40

50

が提供する灌注液の流れからスクリーニングすることによって、蒸気ポケットの捕捉とアクティブ電極作用部位の冷却防止とを支援するアクティブ電極の設計を利用することで蒸発閾値を制御する技術を開示している。

【0063】

電気手術器具は主として、組織を蒸発させる際に使用することを意図しているが、特に滑膜の乾燥又は筋肉付着の分離のために使用してもよい。この場合、電極アセンブリ12を選択された手術部位に導入したら、フットスイッチ5b又は押しボタン7aを使用してRF発生器1を作動させ、乾燥のために必要な電力レベルを設定する。すると、発生器1は十分なRF電力を電極アセンブリ12に提供し、電極を取り囲む蒸気ポケットを形成することなくアクティブ電極14に隣接した生理食塩水を実質上沸点に維持する。横方向に「ペイント」する技術で治療対象の組織の表面全体にわたって電極14を移動させることによって器具を操作できる。

10

【0064】

また、電気手術器具は、混合電力出力を供給するために使用してもよい。これは、乾燥電力レベルと蒸発電力レベルとの間でRF発生器1の出力を自動的に交替させることによって達成され、止血が向上し蒸発モードで可能になる。その結果、組織切除の速度は低下するが、止血の向上は、血管組織構造を切断又は切除する場合有用である。代替的には、乾燥モードを周期的に起動することなく、蒸発電力レベルでRF発生器1の出力をパルス化してもよい。これによって組織の蒸発は蒸発モードで行われるものより低侵襲性となり、その結果、気泡形成と組織炭化の危険との両方が減少する。

20

【0065】

各アクティブ先端E1～E3は、アクティブ電極14の領域での吸引が、電極アセンブリ12を取り囲む生理食塩水内の対流の流れを制限するというさらなる利点を有する。蒸発に達するために必要な電力閾値は、アクティブ電極14の電力損及びその周囲の流れ特性に依存するので、電力閾値は最大対流速度に依存する。その結果、対流の制限は電力閾値を低下させ、これは、より安価なRF発生器の使用を可能にすると共に、器具内の損失及びアクティブ電極の破局的な過熱といった問題を回避するため有利である。また、それは、蒸発が開始されると、発生器を制御する助けとなる。蒸発の電力閾値の重要性は、本出願人の欧州特許第959784号(特許文献4)の明細書でさらに詳細に論じられている。

30

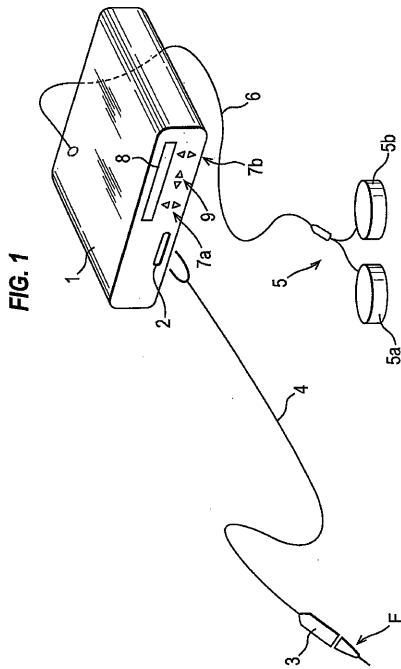
【0066】

こうした電極ユニットのもう1つの利点は、使用する際、アクティブ電極14が下向きになるので、加熱された生理食塩水がリターン電極18まで上昇するという点である。このため回路全体のインピーダンスが低下し、ひいては生理食塩水経路での熱消散が減少する。

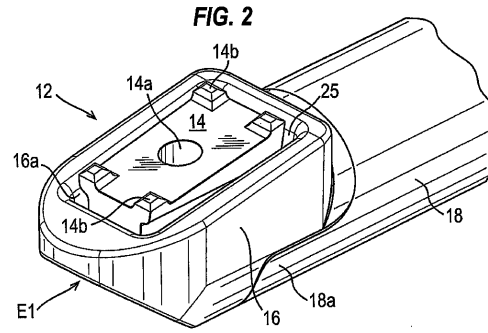
【0067】

本明細書を通じて、「ポンプ」という用語は何らかの適切な制御された真空源を含むものと解釈されるべきである。

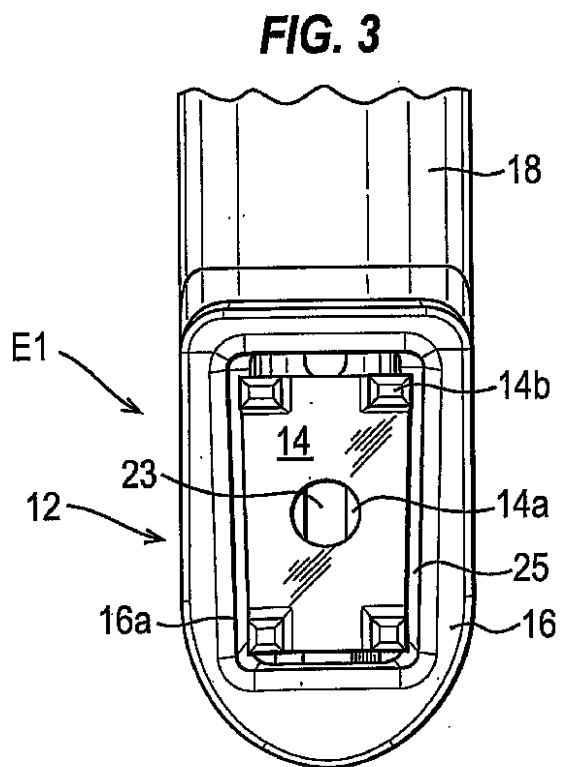
【 図 1 】



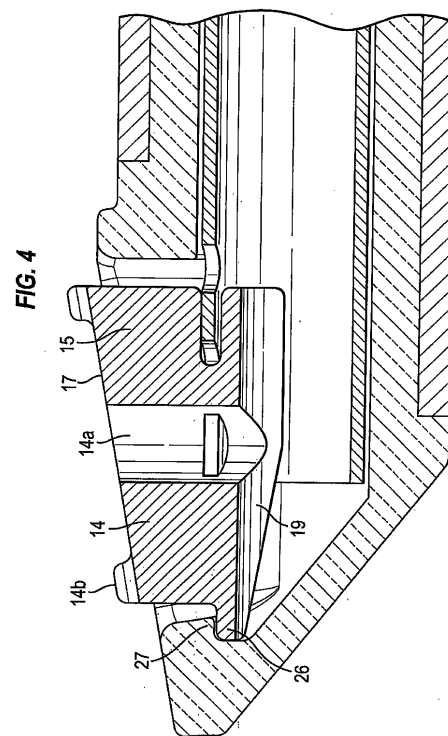
【 図 2 】



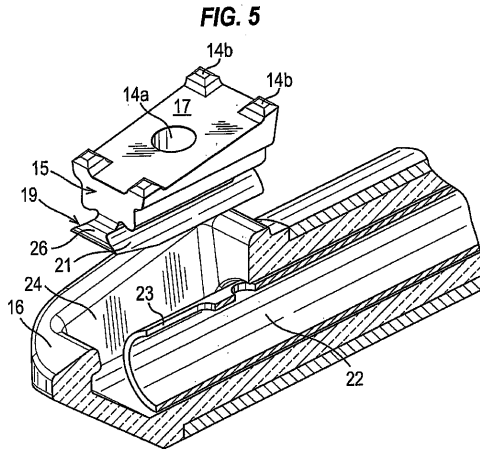
【 図 3 】



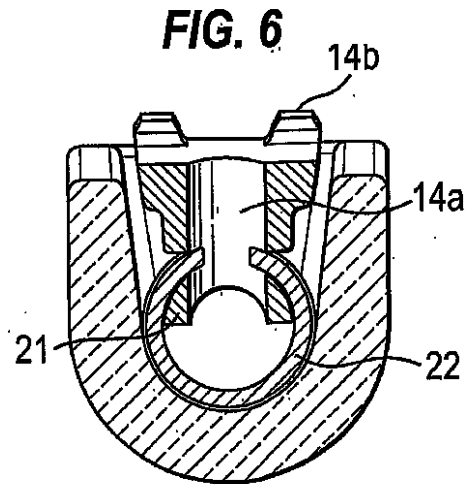
【 図 4 】



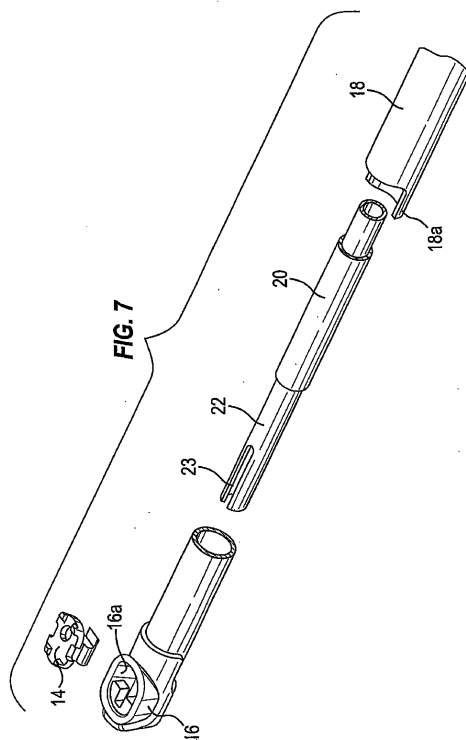
【 図 5 】



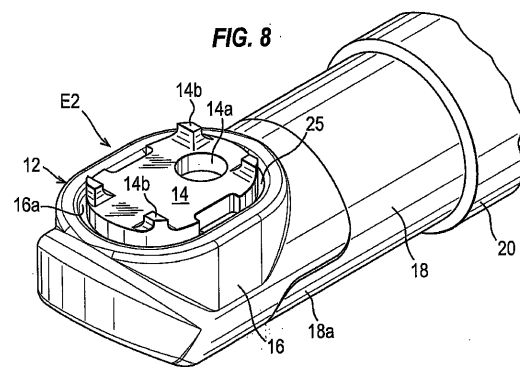
【 図 6 】



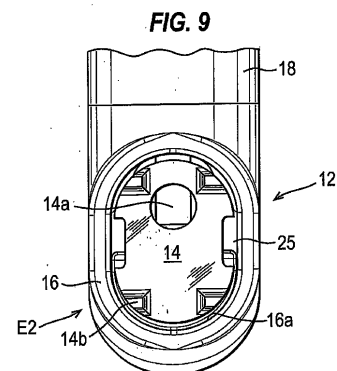
【 図 7 】



【 図 8 】

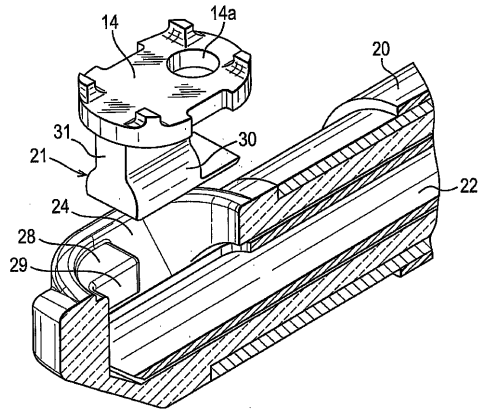


【 図 9 】



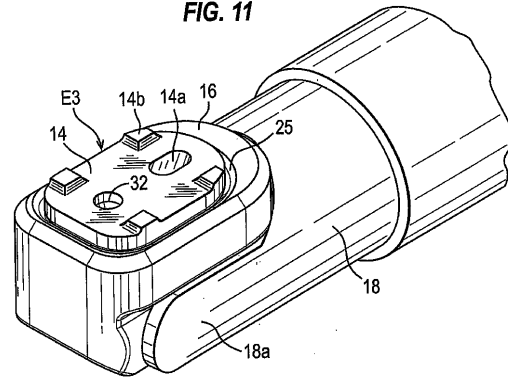
【図 10】

FIG. 10



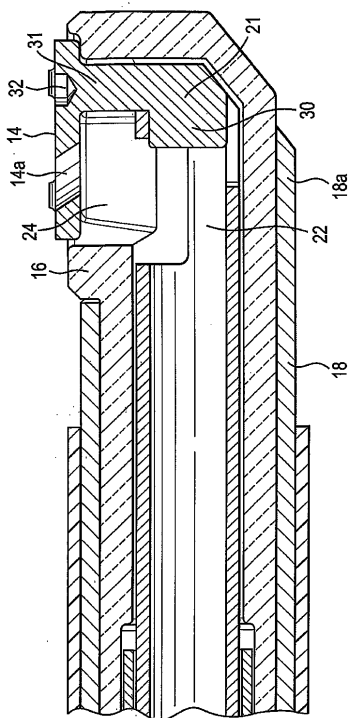
【図 11】

FIG. 11



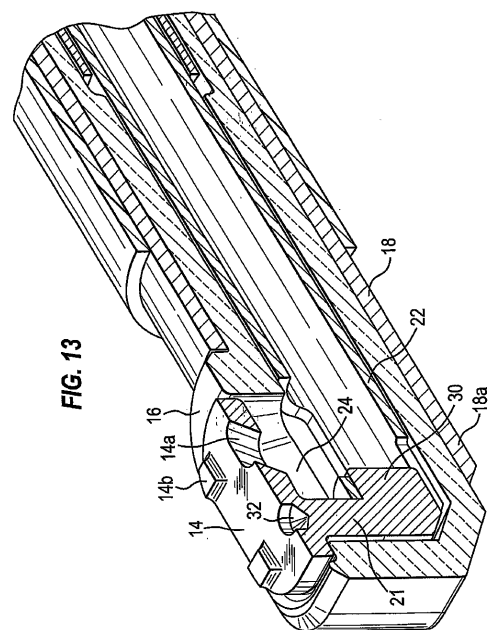
【図 12】

FIG. 12



【図 13】

FIG. 13



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/GB2008/002480

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B18/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97/48346 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]; GOBLE NIGEL MARK [GB]; GOBLE COLIN CHARLES OWE) 24 December 1997 (1997-12-24) pages 10-12; claims 1-15; figures 1-6	1-26
A	WO 99/03409 A (GYRUS MEDICAL LTD [GB]; GOBLE NIGEL MARK [GB]; GOBLE COLIN CHARLES OWE) 28 January 1999 (1999-01-28) claims 1-3; figure 2	1-26

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier document but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

15 October 2008

Date of mailing of the international search report

27/10/2008

Name and mailing address of the ISA/
European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel: (+31-70) 340-2040
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Edward, Vinod

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/GB2008/002480**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet.

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers allsearchable claims.
2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/GB2008/002480

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-16, 19

Electrosurgical instrument with tissue electrode having aperture

2. claims: 17-18

Electrosurgical instrument with tissue treatment electrode having a planar tissue treatment surface

3. claims: 20-26

Electrosurgical instrument with insulation member having a chamber

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
 information on patent family members

 International application No
PCT/GB2008/002480

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date	
WO 9748346	A	24-12-1997	AU 3102297 A	07-01-1998
			CA 2255881 A1	24-12-1997
			DE 69738220 T2	17-07-2008
			EP 0959787 A1	01-12-1999
			ES 2293657 T3	16-03-2008
			JP 2000512526 T	26-09-2000
			US 6210405 B1	03-04-2001
			US 6482202 B1	19-11-2002
			ZA 9705375 A	22-12-1997
WO 9903409	A	28-01-1999	AU 731815 B2	05-04-2001
			AU 8350898 A	10-02-1999
			CA 2297075 A1	28-01-1999
			DE 69824851 D1	05-08-2004
			DE 69824851 T2	21-07-2005
			EP 0996378 A1	03-05-2000
			JP 2001510068 T	31-07-2001

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(74)代理人 100153084

弁理士 大橋 康史

(72)発明者 トーマス, ロルフ ルイス

イギリス国, ビーエヌ 1 1 2 エイチジェイ, ウエスト サセックス, ワーシング, タラッサ ロード 3 6

(72)発明者 ホール, マーティン ピー. エイチ.

イギリス国, カーディフ シーエフ 2 4 3 エフピー, ロース, サウジー ストリート 1 2

(72)発明者 ボウルス, マーク

イギリス国, ゲント エヌピー 1 1 4 エイチユー, ニューブリッジ, ペントウィンマウル, メス グウィン 4

F ターム(参考) 4C160 KK02 KK03 KK05 KK06 KK12 KK22 KK23 KK26 KK36 KK37
KK58 KK70 MM16 MM32 MM53