

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4658929号  
(P4658929)

(45) 発行日 平成23年3月23日 (2011.3.23)

(24) 登録日 平成23年1月7日 (2011.1.7)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 5

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 7

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 24 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2006-515957 (P2006-515957)  
 (86) (22) 出願日 平成16年6月16日 (2004.6.16)  
 (65) 公表番号 特表2006-527613 (P2006-527613A)  
 (43) 公表日 平成18年12月7日 (2006.12.7)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2004/006488  
 (87) 国際公開番号 W02004/110294  
 (87) 国際公開日 平成16年12月23日 (2004.12.23)  
 審査請求日 平成19年3月9日 (2007.3.9)  
 (31) 優先権主張番号 10327237.2  
 (32) 優先日 平成15年6月17日 (2003.6.17)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ (DE)

(73) 特許権者 505468288  
 カーエルエス マルティーン ゲゼルシャ  
 フト ミット ベシュレンクテル ハフツ  
 ング ウント コンパニー コマンディー  
 トゲゼルシャフト  
 K L S M a r t i n G m b H + C  
 o . K G  
 ドイツ連邦共和国 ウムキルヒ アム ガ  
 ンスアッカー 1 ベー  
 A m G a n s a c k e r 1 b , D -  
 7 9 2 2 4 U m k i r c h , G e r m  
 a n y

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡またはカテーテルのための電気外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡またはカテーテルのための電気外科用器具であって、

内視鏡の器具通路 ( 1 ) またはカテーテル内管を介して導入可能な、少なくとも外面では導電的でない、遠位端部で開かれた管 ( 7 ) が設けられており、該管の近位端部が、イオン化可能なガスのガス源 ( 2 9 ) に接続可能であって、

前記管 ( 7 ) 内に長手方向で摺動可能な電極の接続ライン ( 9 ) が設けられており、該接続ラインの近位端部が高周波電流発生器 ( 2 5 ) に接続可能であって、

電気外科用電極 ( 1 1 ) が電極の接続ライン ( 9 ) の遠位端部に設けられており、

電極の接続ライン ( 9 ) の近位端部に接続された操作装置 ( 1 3 ) が設けられており、  
 該操作装置によって電気外科用電極 ( 1 1 ) は、電極の接続ライン ( 9 ) を介して管 ( 7 ) の遠位端部から外部へと摺動可能であって、管 ( 7 ) 内へと引き込み可能である形式のものにおいて、

管 ( 7 ) の遠位端部に、該端部に対して相対的に定置の電極 ( 3 3 ) が配置されており、該電極は、管 ( 7 ) 内に配置されたコンタクトエレメント ( 3 7 ) に導電的に接続されていて、該コンタクトエレメントは、電気外科用電極 ( 1 1 ) が管 ( 7 ) 内に引き込まれた状態で、電気外科用電極 ( 1 1 ) 及び / または電極の接続ライン ( 9 ) の遠位端部に電気的にコンタクトされることを特徴とする、内視鏡またはカテーテルのための電気外科用器具。

【請求項 2】

10

20

管(7)が、電氣的に絶縁するフレキシブルなプラスチックホースとして形成されている、請求項1記載の電気外科用器具。

【請求項3】

定置の電極(33)のアクティブな電極面とコンタクトエレメント(37)との間の電氣的な接続部(35)が、電気外科用電極(11)に対して電氣的に絶縁されている、請求項1又は2記載の電気外科用器具。

【請求項4】

定置の電極(33)のアクティブな電極面とコンタクトエレメント(37)の間の軸方向の領域に、前記電氣的な接続部(35)を被覆する絶縁材料スリーブ(43)が設けられている、請求項3記載の電気外科用器具。

10

【請求項5】

電極接続ライン(9)及び/又は電気外科用電極(11)に少なくとも部分的に絶縁層(45)が設けられており、該絶縁層が、引き戻された位置でコンタクトエレメント(37; 63; 67)に重なる位置で終わっている、または切り欠かれている、請求項1から4までのいずれか1項記載の電気外科用器具。

【請求項6】

コンタクトエレメント(37)が、導電材料から成る、管(7)に挿入されたスリーブとして形成されている、請求項1から5までのいずれか1項記載の電気外科用器具。

【請求項7】

スリーブ(37)に、定置の電極(33)を形成する、前記管(7)のほぼ遠位端部にまで達する延長部(35; 41)が設けられている、請求項6記載の電気外科用器具。

20

【請求項8】

スリーブ(37b)が、金属管(47)として形成されている、請求項7記載の電気外科用器具。

【請求項9】

スリーブ(37a, c)が金属ワイヤ巻線として形成されている、請求項7記載の電気外科用器具。

【請求項10】

金属ワイヤ巻線(37a, c)に、定置の電極(33a, c)を形成する、前記管(7)のほぼ遠位端部にまで達する、延長部を形成する端部脚(41; 41c)が設けられている、請求項9記載の電気外科用器具。

30

【請求項11】

前記管(7a, c)に絶縁材料スリーブ(43, 43c)が挿入されていて、該絶縁材料スリーブが、該絶縁材料スリーブと管(7a, c)との間に前記延長部(41; 41c)の少なくとも一部を有している、請求項7から10までのいずれか1項記載の電気外科用器具。

【請求項12】

スリーブ(37b)が、管(7b)のほぼ遠位端部にまで達していて、同時に定置の電極(33b)を形成している、請求項6又は8又は9記載の電気外科用器具。

【請求項13】

40

遠位端部の定置の電極(33b)を形成する領域と、近位端部のコンタクトエレメント(37b)を形成する領域との間のスリーブの内周面に、絶縁材料層(43b)が支持されている、請求項12記載の電気外科用器具。

【請求項14】

コンタクトエレメント(63; 67)が、管(7d, e)に挿入されたスリーブ(59; 59e)に保持されている、請求項1から5までのいずれか1項記載の電気外科用器具。

【請求項15】

スリーブ(59)が、定置の電極(33d)を形成する、前記管(7d)のほぼ遠位端部にまで達する延長部(61)を支持しており、該延長部が、管(7d)の遠位端部から

50

軸方向の間隔において、コンタクトエレメント（６３）を形成している、請求項１４記載の電気外科用器具。

【請求項１６】

延長部（６１）が、管（７ｄ）の遠位端部の領域で、管（７ｄ）に対してほぼ中央に、その遠位端部に向かって突出していて、スリーブ（５９）の領域でコンタクトエレメント（６３）を形成しており、電気外科用電極（１１ｄ）がフレキシブルなワイヤループとして形成されている、請求項１５記載の電気外科用器具。

【請求項１７】

スリーブ（５９ｅ）が、管（７ｅ）のほぼ遠位端部にまで達していて、定置の電極（３３ｅ）を形成しており、スリーブ（５９ｅ）が、半径方向でばね弾性的な、コンタクトエレメントを形成する少なくとも１つの舌片（６７）を支持している、請求項１４記載の電気外科用器具。

10

【請求項１８】

操作装置（１３）が、管（７）内に引き戻された位置において近位の方へ向かう電気外科用電極（１１）の運動を制限するストッパ手段（２１）を有している、請求項１から１７までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

【請求項１９】

操作装置（１３）が、特にスイッチの形のセンサ手段（３９）を有しており、該センサ手段が、管（７）に対して相対的な電極接続ライン（９）の位置に依存して、電気外科用電極（１１）の引き込まれた位置を検出する、請求項１から１８までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

20

【請求項２０】

電気外科用電極（１１）がフレキシブルなワイヤループとして形成されている、請求項１から１９までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

【請求項２１】

電気外科用電極（１１ｃ）が注射針として形成されていて、該注射針は、管（７ｃ）内で摺動可能なホース（５３）を介して操作装置に接続されている、請求項１から１５までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

【請求項２２】

コンタクトエレメント（３７）が管（７）内に、該管（７）の遠位端部から間隔をおいて配置されている、請求項１から２１までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

30

【請求項２３】

前記管（７）がフレキシブルな管である、請求項１から２２までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

【請求項２４】

前記管（７）の近位端部がアルゴンのガス源（２９）に接続可能である、請求項１から２３までのいずれか１項記載の電気外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

40

本発明は、内視鏡またはカテーテルのための電気外科用器具に関する。

【０００２】

生物学的組織を高周波電流によって凝固させ切除することが公知である。この場合、電流はアクティブな外科用電極と、組織上に定置に載置される大面積の対向電極、いわゆるニュートラル電極との間を流れる。外科用電極は組織上に直接載置することができ、比較的小さな高周波電流で所望のように凝固または切除することができる。例えばこのような形式の電気外科用電極はドイツ連邦共和国特許第３２４７７９３号特許明細書やドイツ連邦共和国特許出願公開第１００２８４１３号明細書により公知である。

【０００３】

接触式の外科用電極による凝固の際に電極は凝固される組織に付着し、これにより電極

50

を離す際に、薄い組織構造において新たに出血してしまったり穴が空いてしまったりすることがある。大面積の出血領域における凝固のために、外科用電極を、イオン化可能なガス、例えばアルゴンの流れ経路に配置し、高周波電圧を電極において、外科用電極と組織との間にイオン化されたガス中でプラズマ放電が起こる程度に高めることが公知である（ドイツ連邦共和国特許出願公開第4 1 3 9 0 2 9号明細書）。このような形式のプラズマ凝固により、大面積の出血領域を無接触式に止血することができる。

【0004】

US 5 2 0 7 6 7 5号明細書により、同じ外科用電極を、接触式の凝固のためにも無接触式のプラズマ凝固のためにも使用することが公知である。内視鏡に導入可能なこの公知の器具では、アクティブな外科用電極が接触式の凝固のためにも、プラズマ凝固のためにも内視鏡の器具通路から露出するように押し出される。しかしながらプラズマ凝固のための高周波電圧は、接触式の凝固のためのものよりも相当高く調節しなければならないので、外科用電極がプラズマ凝固中に組織に接触すると不都合な組織反応が生じる恐れがある。

10

【0005】

このような不都合な組織反応を回避するためにドイツ連邦共和国特許出願公開第1 9 7 3 1 9 3 1号明細書により、電極がプラズマ運転時に、高められた高周波数電圧で運転されるべき場合には、接触式凝固のための、内視鏡の器具通路によって収容されるフレキシブルな管から露出されるように押し出される外科用電極を完全に管内に引き戻し、ひいては組織を、電極による直接的な接触から保護することが公知である。管の遠位端部には例えばマイクロスイッチコンタクトまたは小型ライトバリアとして形成されたセンサが配置されている。このセンサは、高周波電流発生器を制御し、電極が完全に引き込まれた状態でのみプラズマ運転を可能にする。しかしながら高周波電流発生器を制御するためには器具の遠位端部に設けられたセンサと、器具の近位端部に接続された高周波電流発生器との間に付加的な制御ラインを内視鏡の器具通路に沿って設けなければならない。

20

【0006】

本発明の課題は、接触式の凝固運転または切除運転のためにも、無接触式のプラズマ凝固運転のためにも使用できる、比較的簡単な内視鏡のための電気外科用器具を提供することである。

【0007】

本発明は、内視鏡のための電気外科用器具であって、内視鏡の器具通路内に導入可能な、少なくとも外面では導電的でない、遠位端部で開かれた、有利にはフレキシブルな管が設けられており、該管の近位端部が、イオン化可能なガス、特にアルゴンのガス源に接続可能であって、前記管内に長手方向で摺動可能な電極の接続ラインが設けられており、該接続ラインの近位端部が高周波電流発生器に接続可能であって、電気外科用電極が電極の接続ラインの遠位端部に設けられており、電極の接続ラインの近位端部に接続された操作装置が設けられており、該操作装置によって電気外科用電極は、電極の接続ラインを介して管の遠位端部から外部へと摺動可能であって、管内へと完全に引き込み可能である形式のものを起点としている。

30

【0008】

本発明は、管の遠位端部に、該端部に対して相対的に定置の電極が配置されており、該電極は、管内にその遠位端部から間隔をおいて配置されたコンタクトエレメントに導電的に接続されていて、該コンタクトエレメントは、電気外科用電極が管内に引き込まれた状態で、電気外科用電極及び/又は電極の接続ラインの遠位端部に電氣的にコンタクトされることを特徴としている。

40

【0009】

接触式の凝固運転または切除運転のためには、電気外科用電極は管から外に出されていて、定置の電極もしくはコンタクトエレメントとは電氣的に接触していない。プラズマ凝固運転のためには電気外科用電極は管内に引き込まれている。電気外科用電極またはその接続ラインは引き込まれた状態で定置の電極に確実にコンタクトエレメントを介して導電

50

的に接続されているので、定置の電極によるプラズマ放電は点弧され維持される。定置の電極は接触しないように管内に配置されているか、または他の方法で接触しないように絶縁されている。これにより例えば、プラズマ凝固運転中に接触焼灼は行われない。この場合、コンタクトエレメントは、管内で摺動可能な電気外科用電極が十分に管内に引き戻されて、その遠位端部が管の内側に位置している場合にだけ、定置の電極に高周波電流が確実に供給されるように寸法設定され配置されている。従って本発明による器具は、電極引き込み位置を内視鏡の光学機器を介して視覚的に監視する必要がなく、器具の使用を簡単にする。

#### 【0010】

有利には電氣的に絶縁性のフレキシブルなプラスチックホースとして形成されている管は、引き戻された電気外科用電極も定置の電極も外部に対して絶縁する。付加的に、定置の電極のアクティブな電極面とコンタクトエレメントとの間の電氣的接続部を電気外科用電極に対して電氣的に絶縁することができる。これは例えば、定置の電極のアクティブな電極面とコンタクトエレメントとの間軸方向の領域に設けられた絶縁材料スリーブによって行う。選択的または付加的に、電極接続ライン及び／又は電気外科用電極には少なくとも部分的に絶縁層が設けられている。この絶縁層は、完全に引き戻された状態で、コンタクトエレメントと重なる個所で切り欠かれている。完全に引き込まれた位置でのみ、コンタクトエレメントは絶縁層の切欠から、電極接続ラインもしくは電気外科用電極に接続される。管の遠位端部は、有利には、電氣的に絶縁性で耐熱性の材料から成るスリーブ、例えばセラミックスリーブを支持していて、プラスチックホースがプラズマ放電によって熱的に損傷されるのを防いでいる。

#### 【0011】

有利な構成では、コンタクトエレメントが、導電的な材料から成る、管に挿入されたスリーブとして形成されている。このスリーブは、金属ワイヤ巻線の一区分または金属管の一区分であって良い。両方の例で、定置の電極を簡単にコンタクトエレメントに組み込んで形成することができる。例えばこの場合、金属ワイヤ巻線区分に、定置の電極を形成する、ほぼ管の遠位端部にまで達する端部の脚を設ける、またはスリーブを定置の電極を形成するために管の遠位端部にまで延長する。上記の構成では、スリーブに、定置の電極を形成する延長部が設けられている。延長部はスリーブに一体に成形することができる。しかしながら有利には、延長部は、別個の導体部材、例えばスリーブに導電的に取り付けられた、例えば溶接されたワイヤ部材である。従ってスリーブおよび延長部の材料は互いに無関係に選択することができる。スリーブは有利には、ステンレス鋼から成る金属管部材であって、延長部はタングステンワイヤである。

#### 【0012】

前述の構成ではコンタクトエレメントはスリーブから形成される。別の構成ではスリーブは単に、管の遠位端部にコンタクトエレメントを保持する支持体として働いている。従ってスリーブは、定置の電極を形成し管のほぼ遠位端部にまで達する延長部を支持することができる。この延長部は管の遠位端部から軸方向の間隔においてコンタクトエレメントを形成している。定置の電極を形成する延長部は管の遠位端部の領域で、管とほぼ同心的に遠位端部にまで突出しており、スリーブの領域でコンタクトエレメントを形成している。外科用電極がフレキシブルなワイヤループとして形成されている場合、この電極は一方では延長部を通過して管の外に出る。ワイヤループが引き戻された状態では、中央に配置された延長部は、ワイヤループが、完全に引き戻された位置で導電的にコンタクトエレメントに当接するまでワイヤループに通される。これによりコンタクトエレメントは同時にワイヤループの引き込み運動のための終端ストッパを形成する。

#### 【0013】

実施例によってはスリーブに、半径方向ばね弾性的な、コンタクトエレメントを形成する少なくとも1つの舌片を設けることもでき、場合によっては、管のほぼ遠位端部にまで達し、同時に定置の電極を形成する。舌片は選択的にスリーブに一体に成形することができるが、スリーブに取り付けられても、例えば溶接されても良い。

## 【 0 0 1 4 】

遠位端部において定置の電極を形成する領域と、近位端部においてコンタクトエレメントを形成する領域との間のスリーブの延長部に、電気外科用電極が前方に押し出された状態でコンタクトすることを回避するために、絶縁体を設けることができる。しかしながら絶縁体は、操作装置が、電気外科用電極が管内に完全に引き戻された位置で、電気外科用電極の運動を制限するストッパ手段を有している場合には適宜省くことができる。このようなストッパ手段は、定置の電極もしくはコンタクトエレメントの別の構造でも、電気外科用電極が十分に引き込まれたことを操作者に機械的に知らせるので有利である。

## 【 0 0 1 5 】

高周波電流発生器の処理パラメータは手動で（例えばフットペダルで）接触式処置に必要な比較的低い電圧を有した高周波出力と、プラズマ凝固のために必要な高い電圧を有したパラメータとの間で切り替えることができる。しかしながらこの切替は、操作装置がセンサ手段、特に管に対して相対的な電極接続導体の位置に依存して、電気外科用電極の完全に引き込まれた位置を検出するスイッチの形のセンサ手段を有している場合には自動的に行われる。ドイツ連邦共和国特許出願公開第 1 9 7 3 1 9 3 1 号明細書により公知のセンサ手段とは異なり、この場合、センサ手段は管の近位端部に設けることができ、これにより内視鏡の器具通路に沿った制御ラインは省かれる。

## 【 0 0 1 6 】

本発明による電気外科用器具には、接触式の凝固または切除のために任意の電気外科用電極を備えることができる。例えばフレキシブルなワイヤループまたは硬化等のための注射針も適している。電気外科用電極は接触式の凝固運転のために双極的に形成することもでき、例えばドイツ連邦共和国特許出願公開第 1 0 0 2 8 4 1 3 号明細書に記載のもののよう、またはアクティブな電極面を制限し、不都合な組織接触を回避する絶縁体によって被覆することもできる。

## 【 0 0 1 7 】

次に図面につき本発明の実施例を詳しく説明する。

## 【 0 0 1 8 】

図 1 には、詳しくは図示されていない内視鏡の、符号 3 で示されたフレキシブルなカテーテルの器具通路 1 内に導入可能な電気外科用器具 5 が示されている。この器具 5 は、器具通路 1 内に摺動可能に嵌め込まれた、壁の閉じられたフレキシブルなガイド管 7、この実施例では、絶縁性のプラスチック材料から成るホースの形のガイド管 7 を有している。このガイド管 7 にはフレキシブルな接続ラインもしくは結合ライン 9 が、例えば螺旋状のリッツ線としてそれ自体長手方向摺動可能に案内されている。接続ライン 9 の遠位端部には電気外科用電極 1 1 が、この場合、切除ループの形で取り付けられている。この切除ループは、符号 1 1 ' で略示されているように操作装置 1 3 によって、ガイド管 7 の遠位端部から押し出される、もしくはガイド管 7 内に完全に引き込まれる。完全に引き込まれた状態で、電極 1 1 はガイド管 7 の遠位端部から間隔をおいて配置されている。

## 【 0 0 1 9 】

操作装置 1 3 は、ガイド管 7 の近位端部に続くシャフト 1 5 を有している。このシャフト 1 5 に沿って、接続ライン 9 の近位端部に抗張・抗圧的に結合されたフィンガグリップ 1 7 が摺動可能である。操作装置 1 3 の片手操作を可能にするために、シャフト 1 5 の近位端部が親指リング 1 9 を支持している。シャフト 1 5 に設けられたストッパ 2 1 は、図 1 に示した電極 1 1 が完全に引き込まれた位置でフィンガグリップ 1 7 の摺動運動を制限している。符号 1 7 ' で示した位置へフィンガグリップ 1 7 を前方に摺動させることにより、電極 1 1 は接続ライン 9 を介してガイド管 7 の遠位端部から外に出される。フィンガグリップ 1 7 は、接続ライン 9 の近位端部に接続された差込コンタクト 2 3 を支持していて、この差込コンタクト 2 3 には高周波電流発生器 2 5 が接続可能である。

## 【 0 0 2 0 】

接続ライン 9 の遠位端部に取り付けられた電極 1 1 により、発生器 2 5 の高周波電流の作用下で生物学的組織を接触式の凝固および切除することができる。発生器 2 5 は大面積

10

20

30

40

50

の対向電極（図示せず）を有しており、この対向電極は処置しない組織に当て付けられている。電極 1 1 は全体として露出している接触面を有して良い。しかしながらドイツ連邦共和国特許出願公開第 1 0 0 2 8 4 1 3 号明細書に記載されているような、部分的に絶縁被覆が設けられていて、この絶縁被覆がアクティブな電極面を減じているような電極も適している。しかしながら接続ライン 9 が二心として形成されているならば双極電極も適している。

#### 【 0 0 2 1 】

電気外科用器具 5 により、組織の大面积なプラズマ凝固も確実に行うことができる。このために操作装置 1 3 にはガス接続部 2 7 が設けられており、このガス接続部を介してガイド管 7 の近位端部にイオン化可能なガス、例えばアルゴンがガス源 2 9 から供給可能である。ガイド管 7 の近位端部は符号 3 1 で示したようにシールされているので、ガスがガイド管 7 の遠位端部から流出することはない。遠位端部でガイド管 7 内に、凝固させたい組織のための定置の電極 3 3 が接触しないように配置されていて、この電極 3 3 は接続領域 3 5 を介してコンタクトスリーブ 3 7 に電氣的に接続している。電極 1 1 が完全に引き戻された位置では、電極 1 1 はばね弾性的にコンタクトスリーブ 3 7 の内周面に当接して、定置の電極 3 3 を導電的に接続ライン 9 に接続している。

#### 【 0 0 2 2 】

プラズマ凝固のために、フィンガグリップ 1 7 はストッパ 2 1 まで引き戻される。これにより、内視鏡の光学系を介して光学的な制御をすることなしに、接触凝固のために設けられた電極 1 1 が完全に、ガイドホース 7 の遠位端部に引き戻されることが確実にされる。これによりガス源 1 9 と高周波電流発生器 2 5 が接続され、発生器 2 5 の電流強さは場合によっては手動で、ガイド管 7 の遠位端部で生じるガス流内でのプラズマ放電の点弧のために十分な値にまで高められる。発生器 2 5 の高周波電圧を、電極 1 1 による接触処理のために必要な低い値から、プラズマ凝固のために必要な高い値へと切り替えるためには、図示されていない二重ペダルフットスイッチが使用される。しかしながら、操作装置 1 3 の、例えばストッパ 2 1 の領域に、発生器 2 5 の切換を自動または手動で制御するスイッチ 3 9 を設けることも可能である。

#### 【 0 0 2 3 】

ガイド管 7 は図示の実施例では全体として導電性ではないホースとして形成されている。コンタクトスリーブ 3 7、接続領域 3 5、定置の電極 3 3 が金属的なコイルばねに対して絶縁されているならば、ガイド管 7 が、外側で絶縁体によって被覆されたこのようなコイルばねとして形成されていても良いことがわかる。図 1 に示したようにフィンガグリップ 1 7 の引き戻し運動が、電極 1 1 の完全な引き戻し位置を規定するストッパ 2 1 によって制限されているならば、定置の電極 3 3 と接続領域 3 5 と、電極 1 1 も被覆されていなくて良い。何故ならば、発生器 2 5 はストッパ 2 1 によって規定された位置で初めて、プラズマ凝固のために必要なパラメータに切り替えられるからである。

#### 【 0 0 2 4 】

端部に定置の電極 3 3 を形成する接続領域 3 5 は、コンタクトスリーブ 3 7 から突出する縦長の延長部として形成されている。コンタクトスリーブ 3 7 は有利には金属管区分であって、例えばステンレス鋼から成っていて、前記延長部に一体に成形することができる。しかしながら有利には延長部は、コンタクトスリーブ 3 7 に導電的に取り付けられた、例えばろう接又は溶接されたワイヤ部材、有利にはタングステンワイヤ部材である。

#### 【 0 0 2 5 】

以下に、電気外科用部材の変化実施例を記載する。同様の作用をする構成部分には、図 1 の符号を付与し、相違を示すためにアルファベットの符号を設けた。場合によっては異なる構成を含む構成と作用形式の説明のために、図 1 の説明と以下の説明を参照されたい。以下に説明する変化実施例は器具の遠位端部の構成に関する。

#### 【 0 0 2 6 】

図 2 の構成では、接続ライン 9 a の遠位端部に接続された電気外科用電極 1 1 a が図 1 のものと同様に、やはりフレキシブルな、ガイド管 7 a の外側で自動的に拡開するループ

10

20

30

40

50

電極として形成されている。ガイド管 7 a は同様に、フレキシブルなプラスチックホースとして形成されている。コンタクトスリーブ 3 7 a は、弾性的な金属ワイヤ巻線として形成されていて、これに一体に組み込まれて、ガイド管 7 の遠位端部まで達する電極 3 3 a と接続領域 3 5 a を形成するために、ガイド管 7 a に沿ってまっすぐ突出する端部脚 4 1 が、トーションばねの形式で一体成形されている。図 2 に示した引き戻された位置の外側で電極 1 1 a と定置の電極 3 3 a または接続領域 3 5 a との電気的なコンタクトを防止するために、電極 3 3 a または接続領域 3 5 a によって軸方向で被覆される、ガイド管 7 a の遠位端部の領域に、符号 4 3 で示した、例えばプラスチックホース区分の形の絶縁スリーブを装着することができる。付加的にまたは選択的に、電極 1 1 が完全に引き戻された位置で近位端部に向かって突出する、接続ライン 9 a を含む電極 1 1 a の領域を、符号 4 5 で示したように絶縁材料によって被覆することもできる。被覆 4 5 が、電極 3 3 a および接続領域 3 5 a およびコンタクトスリーブ 3 7 a の軸方向の長さにはわたって延びていると十分である。

#### 【 0 0 2 7 】

図 3 の実施例では、接続ライン 9 b の遠位端部に接続された電気外科用電極 1 1 b が同様にループ電極として形成されている。ガイド管 7 b の遠位端部には、ガイド管 7 b の遠位端部で終わっている金属スリーブ 4 7 が装着されている。この金属スリーブ 4 7 はその近位端部の領域でコンタクトスリーブ 3 7 b を、遠位端部で定置の電極 3 3 b を、これらの間に一体的に接続領域 3 5 b を形成している。スリーブ 4 7 は、剛性的な金属管またはフレキシブルなワイヤ巻線の一区分であって良い。図 2 との関連で説明したように、金属スリーブ 4 7 の内周面には、例えばプラスチックホース区分のような絶縁層 4 3 b を被覆することができるが、有利にはこれは、定置の電極 3 3 b のアクティブな面を拡大するために、図 3 に符号 4 9 で示したように、ガイド管 7 b の遠位端部から間隔をおいて終わっている。電気外科用電極 1 1 b と接続ライン 9 b の、近位端部へと突出する領域は図 2 と同様に絶縁材料 4 5 b で被覆されている。絶縁体 4 3 b と 4 5 b とは場合によっては省くことができる。

#### 【 0 0 2 8 】

図 4 に示した器具の実施例は、電気外科用電極 1 1 c が例えば硬化目的のために注射針として形成されていて、この注射針は、ホース状の接続ライン 9 c を介して操作装置に接続されている。ホース状の接続ライン 9 c の近位端部には詳しく図示しない方法で処置液が供給可能である。接続ライン 9 c は金属ワイヤ巻線 5 1 を有していて、その外周面はプラスチックホース 5 3 によって被覆されている。金属ワイヤ巻線 5 1 は、電極 1 1 c の金属的な注射針を保持する金属ヘッド 5 5 で終わっていて、この金属ヘッド 5 5 は、電極 1 1 c がガイド管 7 c 内に完全に引き戻された状態では、ワイヤ巻線の区分として形成されたコンタクトスリーブ 3 7 c に接触する。ワイヤ巻線 3 7 は図 2 の実施例と同様に、脚 4 1 c と一体的に設けられており、その遠位端部は定置の電極 3 3 c を形成しており、接続領域 3 5 c を介してコンタクトスリーブ 3 7 c に接続されている。

#### 【 0 0 2 9 】

ガイド管 7 c はコンタクトスリーブ 3 7 c とその遠位端部との間で、電極 1 1 c のセンタリングとガイドのためにガイド区分 5 7 を形成するように狭まっている。図 4 の構成でも電極 3 3 c とコンタクトスリーブ 3 7 c との間の領域には絶縁被覆体 4 3 c が設けられている。

#### 【 0 0 3 0 】

操作装置の側で処置液を供給するために、ホース 5 3 の近位端部に接続部が設けられている。この接続部は同時に、ワイヤ巻線 5 1 と電気的にコンタクトし、即ち同時に図 1 に記載した差し込みコンタクト 2 3 の機能も有する。このようにして凝固中に処置液接続部が意図せず接触することが防止される。ワイヤ巻線 5 1 の代わりに接続ライン 9 c を、別個のリッツ線またはそれに類似のものとしてホース 5 3 の内側または外側に形成することができることもわかる。ワイヤ巻線 5 1 はその他に、ホース 5 3 を外側から取り囲むこともできる。



## 【 0 0 3 1 】

上述した、電気外科用器具の構成では、ガイド管に挿入されたコンタクトスリーブが、電気外科用電極との電氣的なコンタクトのために用いられている。図 5 に示した実施例では、同様にプラスチックホースとして形成されたガイド管 7 d に、この場合コイルばね区分として形成されたスリーブ 5 9 が挿入されている。スリーブ 5 9 は、ほぼガイド管 7 d の中央でその遠位端部に向かって延びる延長部 6 1 の支持体として働く。この延長部 6 1 はガイド管 7 d の遠位端部で定置の電極 3 3 d を形成する。延長部 6 1 は図示の実施例では、スリーブ 5 9 を形成するコイルばね区分から突出する端部脚である。コイルばね区分における軸方向で延びる延長部 6 1 の移行部で露出したコンタクト領域 6 3 を除いて、金属ワイヤ、例えばタングステンワイヤから成る延長部 6 1 は、スリーブ 5 9 のコイルばね区分も含めて電氣的絶縁体 6 5 を有している。

10

## 【 0 0 3 2 】

電気外科用電極 1 1 d はフレキシブルな切除ループとして形成されていて、公知のように、ガイド管 7 d 内で摺動可能な接続導体 9 d も含めて電氣的絶縁体 4 5 d を設けることができる。切除ループ 1 1 d は延長部 6 1 d を通過して、ガイド管 7 から、生物学的組織の接触式の凝固及び切除のために押し出される。定置の電極 3 3 d を形成する延長部 6 1 はガイド管 7 d の真ん中に配置されているので、延長部 6 1 は延長部 6 1 に沿って切除ループ 1 1 d が引き込まれる際に、切除ループ 1 1 d が完全に引き込まれた位置でプラズマ凝固運転のためのコンタクト領域 6 3 に当接するまで切除ループに通される。

## 【 0 0 3 3 】

20

スリーブ 5 9 を金属管区分として形成することもできることがわかる。さらに延長部 6 1 はこの金属管に一体に形成することができる。しかしながら延長部 6 1 は、金属管区分に導電的に取り付けられた、例えば溶接されたワイヤ区分として形成することもできる。金属管区分は場合によってはその内面に絶縁層を有している。

## 【 0 0 3 4 】

図 6 の構成でも、金属管区分として形成されたスリーブ 5 9 e が、半径方向で弾力的なコンタクトばね舌片 6 7 のための支持体として働く。コンタクトばね舌片 6 7 はスリーブ 5 9 e の近位端部から突出していて、接続ライン 9 e、この場合、電気外科用電極 1 1 e を接続ライン 9 e に接続するスリーブ 6 9 に、電気外科用電極 1 1 e が引き戻された位置で導電的にコンタクトしている。

30

## 【 0 0 3 5 】

スリーブ 5 9 e はガイド管 7 e の遠位端部にまで延びていて、ここで定置の電極 3 3 e も形成している。コンタクトばね舌片 6 7 を除いて、スリーブ 5 9 e の内周面には絶縁層 7 1 が電氣的に絶縁するように被覆されている。図示した実施例と同様に、切除ループとして形成された電気外科用電極 1 1 e と接続ライン 9 e とに同様に、電氣的に絶縁性の層 4 5 e が設けられており、この絶縁層はスリーブ 6 9 のコンタクト領域でのみ切り欠かれている。

## 【 0 0 3 6 】

図示した実施例では、コンタクトばね舌片 6 7 はスリーブ 5 9 e に一体に形成されている。コンタクトばね舌片は場合によってはスリーブ 5 9 e と別個に形成することもできることがわかる。例えば、スリーブ 5 9 e は全体としてプラスチック材料から成っていて、コンタクトばね舌片 6 7 は 1 つの部分から成っていて、軸方向で延び、定置の電極を形成する延長部に接続されて、スリーブ内に位置固定されている。

40

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 3 7 】

【 図 1 】 ループ電極を備えた電気外科用器具の部分断面図である。

【 図 2 】 図 1 の器具の変化実施例の遠位領域を示す断面図である。

【 図 3 】 図 1 の器具の別の变化実施例の遠位領域を示す断面図である。

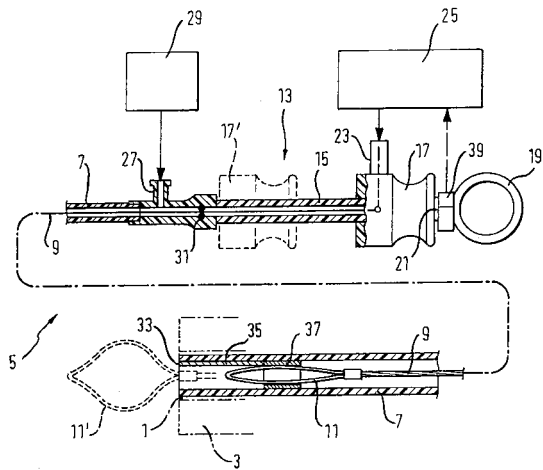
【 図 4 】 電気外科用電極として硬化注射針を備えた器具の実施例の遠位領域を示す断面図である。

50

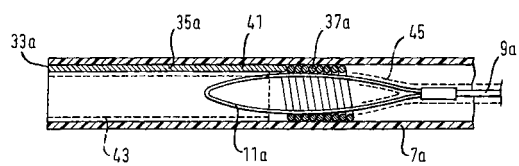
【図 5】図1の器具のさらに別の変化実施例の遠位領域を示す断面図である。

【図 6】図1の器具のさらに別の変化実施例の遠位領域を示す断面図である。

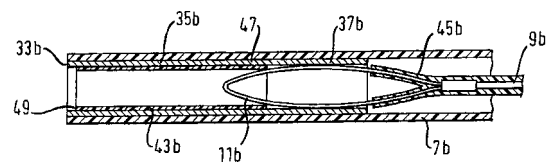
【図 1】



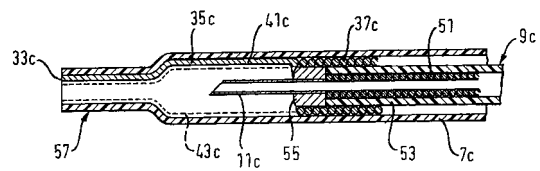
【図 2】



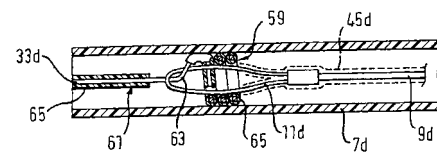
【図 3】



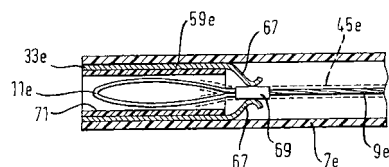
【図 4】



【図 5】



【図 6】



## フロントページの続き

(73)特許権者 504020463

ヘルベルト・マスランカ

ドイツ連邦共和国 7 8 5 3 2 トゥットリンゲン・イム・ユンゲンシュタイグレ 4

(74)代理人 100061815

弁理士 矢野 敏雄

(74)代理人 100094798

弁理士 山崎 利臣

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(74)代理人 100114890

弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト

(74)代理人 230100044

弁護士 ラインハルト・アインゼル

(72)発明者 ヘルベルト マスランカ

ドイツ連邦共和国 トゥットリンゲン イム ユンゲン シュタイグル 4

(72)発明者 ベルンハルト フーク

ドイツ連邦共和国 フライブルク アンナ - ミュラー - ヴェーク 3 3 アー

審査官 沖田 孝裕

(56)参考文献 米国特許第 0 6 0 6 3 0 8 4 ( U S , A )

米国特許第 0 6 3 9 1 0 2 7 ( U S , B 1 )

特開 2 0 0 2 - 3 0 1 0 8 8 ( J P , A )

米国特許第 0 5 2 0 7 6 7 5 ( U S , A )

特開平 0 6 - 0 6 3 0 6 0 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 18/00

A61B 18/14

A61B 18/12