

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4612545号  
(P4612545)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl.

A 61 B 18/12 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/39

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-513212 (P2005-513212)  
 (86) (22) 出願日 平成16年8月19日 (2004.8.19)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2004/011924  
 (87) 国際公開番号 WO2005/016163  
 (87) 国際公開日 平成17年2月24日 (2005.2.24)  
 審査請求日 平成19年8月17日 (2007.8.17)  
 (31) 優先権主張番号 特願2003-294810 (P2003-294810)  
 (32) 優先日 平成15年8月19日 (2003.8.19)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 597089576  
 有限会社リバー精工  
 長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号  
 (74) 代理人 100087594  
 弁理士 福村 直樹  
 (72) 発明者 西村 幸  
 長野県岡谷市川岸中2丁目18番31号  
 有限会社リバー精工内  
 審査官 寺澤 忠司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】バイポーラ高周波処置具

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

内視鏡における処置具導通路を通して体内に挿入可能なカテーテルチューブと、そのカテーテルチューブの先端部において、体外で操作することにより開閉可能となる第1鉗子片及び第2鉗子片と、前記第1鉗子片及び第2鉗子片を開閉可能に支持する支持部材と、前記第1鉗子片及び第2鉗子片に高周波電圧を供給する電圧供給手段とを有するバイポーラ高周波処置具において、

前記第1鉗子片は、第1把持部と、体外における操作力を伝達するワイヤーが結合された第1回動支持部と、前記第1把持部及び第1回動支持部の中間に位置し、前記支持部材により回動可能に支持される第1被支持部とを備え、かつ電気伝導性材料を用いて形成されており、

前記第2鉗子片は、第2把持部と、体外における操作力を伝達するワイヤーが結合された第2回動支持部と、前記第2把持部及び第2回動支持部の中間に位置し、前記支持部材により回動可能に支持される第2被支持部とを備え、かつ電気伝導性材料を用いて形成されており、

前記支持部材は、絶縁性材料で形成され、前記カテーテルチューブを装着可能な筒体に形成されたチューブ装着部と、このチューブ装着部における前記カテーテルチューブの装着部位とは反対側の部位にて分離して延在する一対の側部と、第1回動支持部を収容する第1収容溝、第2回動支持部を収容する第2収容溝、及び前記第1収容溝と第2収容溝とを分離する中央片を有し、前記一対の側部の間に掛け渡される隔絶片とを備えて成り、

10

20

前記第1回動支持部には、前記第1把持部に凹部に形成されて成る第1収容部の外側表面から連続する接触縁部が形成されると共に、前記第2回動支持部には、前記第2把持部に凹部に形成されて成る第2収容部の外側表面から連続する接触縁部が形成され、

前記隔絶片には、前記支持部材の後端に向かって延在する突出部が形成され、

前記突出部の上面と下面とは前記支持部材の中心軸線に向かって傾斜する平面に形成されており、

前記第1収容溝には、前記第1鉗子片と前記第2鉗子片とが開くときに前記第1回動支持部と前記第2回動支持部とが開放されるように、前記突出部における平面に至る第1傾斜底面が形成されていると共に、前記第2収容溝には、前記第1鉗子片と前記第2鉗子片とが開くときに前記第1回動支持部と前記第2回動支持部とが開放されるように、前記突出部における平面に至る第2傾斜底面が形成されており、

前記第1収容部の外側表面から連続する前記接触縁部が前記第1収容溝内の前記第1傾斜底面に臨むように前記第1収容溝内に收まると共に、前記第2収容部の外側表面から連続する前記接触縁部が前記第2収容溝内の前記第2傾斜底面に臨むように前記第2収容溝内に收まることを特徴とするバイポーラ高周波処置具。

#### 【請求項2】

前記第1収容溝は、第1鉗子片と第2鉗子片とが開いたときに第1鉗子片の開き角を規制する第1開度規制部を前記隔絶片の第1収容溝の先端側に形成され、

前記第2収容溝は、第1鉗子片と第2鉗子片とが開いたときに第2鉗子片の開き角を規制する第2開度規制部を前記隔絶片の第2収容溝の先端側に形成されていると共に、

前記第1鉗子片と前記第2鉗子片とが開いたときに、前記第1収容部の外側表面から連続する前記接触縁部と、前記第1開度規制部とが当接し、かつ前記第2収容部の外側表面から連続する前記接触縁部と、前記第2開度規制部とが当接することを特徴とする請求項1記載のバイポーラ高周波処置具。

#### 【請求項3】

前記支持部材は、前記チューブ装着部、前記側部及び前記隔絶片を一体に形成していることを特徴とする請求項2記載のバイポーラ高周波処置具。

#### 【請求項4】

前記カテーテルチューブは、前記支持部材側の先端部から後端部に至る少なくとも2本の貫通孔を備え、前記カテーテルチューブの前記支持部材側の先端部に、前記隔絶片に形成された突出部の一部を挿入可能に形成された切欠部を備えていることを特徴とする請求項1記載のバイポーラ高周波処置具。

#### 【請求項5】

前記カテーテルチューブは、前記支持部材側の先端部から後端部に至る1本の貫通孔を備え、前記支持部材に挿入したカテーテルチューブの先端部近傍において、このカテーテルチューブの直径方向に前記支持部材と前記カテーテルチューブとを貫通して、絶縁性分離部材を設けて成ることを特徴とする請求項1記載のバイポーラ高周波処置具。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

この発明は、第1鉗子片と第2鉗子片との間における絶縁性の向上を図ったバイポーラ高周波処置具に関するものである。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

従来の鉗子型電気処置器具として、例えば特開平11-155875号公報（特許文献1）に開示されたものがある。この特許文献1の鉗子型電気処置器具は、その特許請求の範囲の記載によると、「体内に挿入可能な可撓性を有するカテーテルチューブと、前記カテーテルチューブの遠位端側に装着され、カップ状の第1凹所が形成された第1鉗子片と、前記カテーテルチューブの遠位端側に装着され、カップ状の第2凹所が形成された第2鉗子片と、前記第1鉗子片と第2鉗子片とを、前記第1凹所と第2凹所とが向き合うよう

10

20

30

40

50

に、支点軸回りに開閉自在に保持する支持具と、前記第1鉗子片に形成された第1電極と、前記第2鉗子片に形成された第2電極と、前記第1電極と第2電極との間に高周波電圧を供給するように、前記カテーテルチューブの近位端側に接続される電圧供給手段とを有する鉗子型電気処置器具であって、前記支点軸の回りに開閉自在に保持してある前記第1鉗子片と第2鉗子片との間には、中間絶縁スペーサが介在してある鉗子型電気処置器具」である（特許文献1の請求項1参照）。その好適な態様においては、「前記支点軸と前記第1鉗子片および／または第2鉗子片との間には、絶縁部材が介在してある」鉗子型電気処置器具であり（特許文献1の請求項2参照）、「前記支点軸の回りに開閉自在に保持してある第1鉗子片および／または第2鉗子片と前記支持具との間には、側部絶縁スペーサが介在してある」鉗子型電気処置器具であり（特許文献1の請求項3参照）、「前記側部絶縁スペーサの一部が、前記支持具の外周より飛び出している」鉗子型電気処置器具であり（特許文献1の請求項4参照）、「前記側部スペーサが、前記支持具の長手方向に沿つて細長い形状を有している」鉗子型電気処置器具である（特許文献1の請求項5参照）。

#### 【0003】

この特許文献1の特許請求の範囲には「中間スペーサ」の形状についての限定はないが、その明細書全体を参照すると、前記中間スペーサは円板状をなす板体である。

#### 【0004】

したがって、第1鉗子片及び第2鉗子片が閉じた状態にあるときには、第1リンク用後端部と第2リンク用後端部との間、及び第1リンクと第2リンクとの間が絶縁距離となる。体内に挿入する鉗子型電気処置器具は、体内に挿入可能なカテーテルチューブの直径が2～3mmであることから、前記絶縁距離が約0.5mm程度である。高周波電流は導電体の表面を伝わる性質を有する。したがって、前記絶縁距離が約0.5mmでは、十分な絶縁距離とはいえず、高周波電流の短絡若しくは漏洩を生じる可能性がある。

#### 【0005】

また、特許文献1の鉗子型電気処置器具においては、同文献1の図1及び図3に示されるように、支持具の先端部に一対の支持片が二股に先割れ状態に形成されているので、支持具の先端部を加工する際に一対の支持片が過度に開いたり、或いは捩れを起こしたりすることがある。そうすると、前記一対の支持片の先端部に第1鉗子片及び第2鉗子片を取り付けた場合に、その取り付けにガタが生じ、或いは締め付け過ぎて第1鉗子片及び第2鉗子片が円滑に回動しないといった問題を生じる。

#### 【0006】

特許文献1の鉗子型電気処置器具においては、同文献1の図3に示されるように、第1鉗子片、第1リンク用後端部、第1リンク片、駆動片及び導電性ワイヤーにより一方の導電路が形成され、また、第2鉗子片、第2リンク用後端部、金属ワッシャ、支持片、支持具及びコイルチューブにより他方の導電路が形成されている。特許文献1に記載のような構造を有する鉗子型電気処置器具においては、第1鉗子片及び第2鉗子片が開いた状態のときに、第1鉗子片と第2リンク用後端部とが電気的に接触し、また第2鉗子片と第1リンク用後端部とが電気的に接触する可能性がある。したがって、このような電気的接触を恐れて第1鉗子片と第2鉗子片とを目一杯聞くことができなくなり、体内にある病変部の大きさに合わせて第1鉗子片と第2鉗子片とを広げることができないという不都合がある。したがって、体内で第1鉗子片と第2鉗子片とをこれらが接触しないように聞くことは実際上不可能に近かった。

#### 【0007】

#### 【特許文献1】

特開平11-155875号公報

#### 【0008】

この発明は上記のような課題を解決するためになされたもので、第1鉗子片と第2鉗子片とに通電する場合に、高周波電流の漏電乃至短絡が生じることのない、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を提供することを目的とする。

#### 【0009】

10

20

30

40

50

また、この発明は、高周波電流の漏電乃至短絡を生じることがなく、第1鉗子片と第2鉗子片との円滑な開閉状態を実現することができ、第1鉗子片と第2鉗子片との最大開放状態を容易に規制することのできるバイポーラ高周波処置具を提供することを目的とする。

#### 【0010】

さらに、この発明は、第1鉗子片と第2鉗子片とで病変部を持しつつ高周波電流を通電しても病変部組織が第1鉗子片及び／又は第2鉗子片に付着するのを防止することができるバイポーラ高周波処置具を提供することを目的とする。

#### 【発明の開示】

#### 【0011】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具は、内視鏡における処置具導通路を通して体内に挿入可能なカテーテルチューブと、そのカテーテルチューブの先端部において、体外で操作することにより開閉可能となる第1鉗子片及び第2鉗子片と、前記第1鉗子片及び第2鉗子片を開閉可能に支持する支持部材と、前記第1鉗子片及び第2鉗子片に高周波電圧を供給する電圧供給手段とを有するバイポーラ高周波処置具において、

前記第1鉗子片は、第1把持部と、体外における操作力を伝達するワイヤーが結合された第1回動支持部と、前記第1把持部及び第1回動支持部の中間に位置し、前記支持部材により回動可能に支持される第1被支持部とを備え、かつ電気伝導性材料を用いて形成されており、

前記第2鉗子片は、第2把持部と、体外における操作力を伝達するワイヤーが結合された第2回動支持部と、前記第2把持部及び第2回動支持部の中間に位置し、前記支持部材により回動可能に支持される第2被支持部とを備え、かつ電気伝導性材料を用いて形成されており、

前記支持部材は、絶縁性材料で形成され、前記カテーテルチューブを装着可能な筒体に形成されたチューブ装着部と、このチューブ装着部における前記カテーテルチューブの装着部位とは反対側の部位にて分離して延在する一対の側部と、第1回動支持部を収容する第1収容溝、第2回動支持部を収容する第2収容溝、及び前記第1収容溝と第2収容溝とを分離する中央片を有し、前記一対の側部の間に掛け渡される隔絶片とを備えて成り、

前記第1回動支持部には、前記第1把持部に凹部に形成されて成る第1収容部の外側表面から連続する接触縁部が形成されると共に、前記第2回動支持部には、前記第2把持部に凹部に形成されて成る第2収容部の外側表面から連続する接触縁部が形成され、

前記隔絶片には、前記支持部材の後端に向かって延在する突出部が形成され、

前記突出部の上面と下面とは前記支持部材の中心軸線に向かって傾斜する平面に形成されており、

前記第1収容溝には、前記第1鉗子片と前記第2鉗子片とが開くときに前記第1回動支持部と前記第2回動支持部とが開放されるように、前記突出部における平面に至る第1傾斜底面が形成されていると共に、前記第2収容溝には、前記第1鉗子片と前記第2鉗子片とが開くときに前記第1回動支持部と前記第2回動支持部とが開放されるように、前記突出部における平面に至る第2傾斜底面が形成されており、

前記第1収容部の外側表面から連続する前記接触縁部が前記第1収容溝内の前記第1傾斜底面に臨むように前記第1収容溝内に收まると共に、前記第2収容部の外側表面から連続する前記接触縁部が前記第2収容溝内の前記第2傾斜底面に臨むように前記第2収容溝内に收まるものである。

このような構成によれば、第1回動支持部と第2回動支持部とを電気的に隔絶する隔絶片を有することにより、第1鉗子片と第2鉗子片との間で、高周波電流の漏電乃至短絡が生じることのない、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を提供することができる。

このような構成によれば、チューブ装着部の一端に平行に延在形成された側部の先端に設けられた隔絶片には、第1回動支持部を収容する第1収容溝及び第2回動支持部を収容する第2収容溝を分離する中央片が形成されているので、第1収容溝内及び第2収容溝内における第1回動支持部及び第2回動支持部の回動運動が、ガタツキなく円滑に行われ、

しかも、中央片により分離された第1回動支持部と第2回動支持部との間における高周波電流の漏電乃至短絡がなく、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を提供することができる。

#### 【0012】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具において、前記第1鉗子片は、前記第1被支持部及び第1回動支持部が一連の板状に形成され、前記第1被支持部における第1回動支持部とは反対側の先端部に第1把持部が形成されており、

前記第2鉗子片は、前記第2被支持部及び第2回動支持部が一連の板状に形成され、前記第2被支持部における第2回動支持部とは反対側の先端部に第2把持部が形成されているものである。 10

このような構成によれば、第1被支持部及び第1回動支持部が一連の板状に形成され、また、第2被支持部及び第2回動支持部が一連の板状に形成され、第1把持部と第2把持部とが向き合うようにして閉じることができるように第1把持部と第1回動支持部とが一体に形成され、第1把持部と第2把持部とが向き合うようにして閉じることができるように第2把持部と前記第2回動支持部とが一体に形成されているので、第1鉗子片と第2鉗子片とをコンパクトに支持部材に装着してなる、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を提供することができる。

#### 【0013】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具において、前記第1把持部は、凹部となるように形成された第1収容部と、この第1収容部を第1被支持部に連絡する第1連絡部とを有し、前記第1連絡部は、第1被支持部から第1把持部に向かって末広がりに形成されており、 20

前記第2把持部は、凹部となるように形成された第2収容部と、この第2収容部を第2被支持部に連絡する第2連絡部とを有し、前記第2連絡部は、第2被支持部から第2把持部に向かって末広がりに形成されているものである。

このような構成によれば、第1把持部が第1収容部と第1連絡部とを備え、また第2把持部が第2収容部と第2連絡部とを備え、第1連絡部及び第2連絡部がそれぞれ末広がりに形成されているので、第1鉗子片と第2鉗子片とが開いた場合に、板状の第1回動支持部が第1収容部に接触することなく、また板状の第2回動支持部が第2収容部に接触することのない、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を適用することができる。 30

#### 【0015】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具において、前記第1収容溝は、第1鉗子片と第2鉗子片とが開いたときに第1鉗子片の開き角を規制する第1開度規制部を前記隔絶片の第1収容溝の先端側に形成され、前記第2収容溝は、第1鉗子片と第2鉗子片とが開いたときに第2鉗子片の開き角を規制する第2開度規制部を前記隔絶片の第2収容溝の先端側に形成されていると共に、前記第1鉗子片と前記第2鉗子片とが開いたときに、前記第1収容部の外側表面から連続する前記接触縁部と、前記第1開度規制部とが当接し、かつ前記第2収容部の外側表面から連続する前記接触縁部と、前記第2開度規制部とが当接するものである。 40

このような構成によると、第1収容溝に第1開度規制部が、また第2収容溝に第2開度規制部がそれぞれ設けられていることにより、第1把持部及び第2把持部が大きく開きすぎたときに、第1把持部が第2回動支持部に接触すること、又は第2把持部が第1回動支持部に接触することが無い。なお、第1開度規制部及び第2開度規制部が設けられていない場合は、第1把持部が第2回動支持部に接触すること、又は第2把持部が第1回動支持部に接触することによって、第1把持部及び第2把持部間ににおける高周波電流の漏電乃至短絡が生じてしまう。よって、本願発明により、第1把持部及び第2把持部間ににおける高周波電流の漏電乃至短絡を防止して、安全に操作可能なバイポーラ高周波処理具を提供することができる。

#### 【0016】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具において、前記支持部材は、前記チューブ装着

10

20

30

40

50

部と前記側部及び前記隔絶片を一体に形成したものである。

このような構成によれば、支持部材全体が一体に形成されているので、支持部材全体の強度を大きくすることができる。

#### 【0018】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具において、前記カテーテルチューブは、前記支持部材側の先端部から後端部に至る少なくとも2本の貫通孔を備え、前記カテーテルチューブの前記支持部材側の先端部に、前記隔絶片に形成された突出部の一部を挿入可能に形成された切欠部を備えているものである。

このような構成によれば、カテーテルチューブがその先端部から後端部に向けて貫通する少なくとも2個の貫通孔を有し、その貫通孔のそれぞれに高周波電流を通電するワイヤーを挿通することができ、前記カテーテルチューブの先端部に形成した切欠部に前記隔絶片の一部を挿入しているので、貫通孔の先端部開口部から延在するワイヤーが他方の先端部開口部から延在するワイヤーと互いに独立分離させることができ、このため、ワイヤー同士が相互に接触するがなくなる。したがって、ワイヤー間での高周波電流の漏電乃至短絡がなくなり、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を提供することができる。

#### 【0019】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具において、前記カテーテルチューブは、前記支持部材側の先端部から後端部に至る1本の貫通孔を備え、前記支持部材に挿入したカテーテルチューブの先端部近傍において、このカテーテルチューブの直径方向に前記支持部材と前記カテーテルチューブとを貫通して、絶縁性分離部材を設けているものである。

このような構成によれば、先端部から後端部に向けて貫通する1本の貫通孔を有するカテーテルチューブのその先端部内部の近傍にこのカテーテルチューブの直径方向に貫通する絶縁性分離部材で、高周波電流を通電する2本のワイヤーを分離することができるとともに、支持部材とカテーテルチューブとを機械結合によって強固確実に装着することができるので、ワイヤー間での高周波電流の漏電乃至短絡がなくなり、カテーテルチューブと支持部材とが脱落することがなく、安全に操作可能なバイポーラ高周波処置具を提供することができる。

#### 【図面の簡単な説明】

#### 【0020】

【図1】この発明の実施の形態1によるバイポーラ高周波処置具を示す一部切欠縦断面図である。

【図2】図1のバイポーラ高周波処置具の平面図である。

【図3】図2のバイポーラ高周波処置具の側面図である。

【図4】この発明の実施の形態1によるバイポーラ高周波処置具の使用状態を示す説明図である。

【図5】この発明の実施の形態1によるバイポーラ高周波処置具の使用状態を示す説明図である。

【図6】この発明の実施の形態2によるバイポーラ高周波処置具の要部を示す断面図である。

【図7】図6中のカテーテルチューブを示す斜視図である。

【図8】この発明の実施の形態3によるバイポーラ高周波処置具の要部を示す水平断面図である。

【図9】図8のバイポーラ高周波処置具の縦断面図である。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0021】

以下、この発明をより詳細に説明するために、この発明を実施するための最良の形態について添付の図面に従って説明する。

実施の形態1.

図1に示すように、この発明の実施の形態1によるバイポーラ高周波処置具1は、内視鏡(図示せず)における処置具導通路を通して体内の例えは胃及び大腸等に挿入可能な力

10

20

30

40

50

テー・テルチューブ 2 を有している。このカーテルチューブ 2 は、可撓性を有する柔軟な絶縁性材料で形成されている。その絶縁性材料としては、例えば、ポリエチレン、ポリプロピレン、ポリアセタール、ポリエステル、ポリエーテルスルホン、ポリエーテルエーテルケトン(PEEK)、ポリイミド、フッ素系樹脂などの合成樹脂を挙げることができ、目的に応じて適切な弾性率を有する材料が選択される。

#### 【0022】

前記カーテルチューブ 2 は、これを体内に挿入可能な径寸法であれば、その径寸法に特に制限はないが、通常、外径が 2 ~ 3 mm、内径は後述するワイヤーを挿通可能な 0.5 ~ 2.5 mm である。このような径寸法のカーテルチューブ 2 を形成することで、バイポーラ高周波処置具 1 を、内視鏡における処置具導通路を通して体内に円滑に挿入することができる。10

また、前記カーテルチューブ 2 は、後端部に操作部 3 が取り付けられ、先端部には作用部 4 が取り付けられている。なお、この発明においては、作用部 4 が取り付けられたカーテルチューブ 2 の先端部を、操作部 3 から見て遠い位置にあることから、遠位端と称することがある。前記作用部 4 は、支持部材 5 と第 1 鉗子片 6 と第 2 鉗子片 7 とを有する構成となっている。

#### 【0023】

前記支持部材 5 は、筒体、特に略円筒体をなし、前記カーテルチューブ 2 の先端部(遠位端 8 )を挿入することができる開口部 9a をその一端に備えたチューブ装着部 9 と、このチューブ装着部 9 の前記開口部 9a とは反対側に、図 1 及び図 2 に示すように、平行に延在するように形成された一対の側部 10 と、この一対の側部 10 の先端側にこの一対の側部 10 を連絡するように形成された隔絶片 14 とを有し、これらを一体に形成した構成となっている。このような支持部材 5 は、この一対の側部 10 、チューブ装着部 9 、及び前記隔絶片 14 とで囲まれた空洞部 11 が形成されている。一方の側部 10 の先端部には、ピン 12 を挿通するために穿設された第 1 貫通孔 13A が、また、他方の側部 10 の先端部には、ピン 12 を挿通するための第 2 貫通孔 13B が同軸上に穿設されている。20

#### 【0024】

前記隔絶片 14 は、図 1 に示すように、前記支持部材 5 のチューブ装着部 9 とは反対側の先端部に位置する中央片 15 と、この中央片 15 と前記一対の側部 10 とで、第 1 鉗子片 6 の第 1 回動支持部 24 を挿入配置可能に形成された第 1 収容溝 16 と、前記中央片 15 と前記他方の側部 10 とで、前記第 2 鉗子片 7 の第 2 回動支持部 27 を前記第 1 鉗子片 6 とは電気的に隔絶分離された状態で挿入配置可能に形成された第 2 収容溝 17 とを有している。前記第 1 収容溝 16 と第 2 収容溝 17 とは、前記支持部材 5 の中心軸線を中心にして 180 度の回転対称の位置関係にある。また、前記隔絶片 14 においては、その中央片 15 に、前記側部 10 に開設された第 1 貫通孔 13A 及び他方の側部 10 に開設された第 2 貫通孔 13B に対応する第 3 貫通孔 18 が開設されている。第 1 貫通孔 13A 、第 2 貫通孔 13B 及び第 3 貫通孔 18 は、それらの中心線が一致するように形成されている。30

#### 【0025】

前記隔絶片 14 には、前記空洞部 11 に向かって延在する突出部 19 が形成され、その突出部 19 の上面が、支持部材 5 の中心線に向かって傾斜する平面に形成され、また、その突出部 19 の下面が、支持部材 5 の中心線に向かって傾斜する平面に形成されている。前記突出部 19 の上面と下面とは、支持部材 5 の中心軸線を中心にして 180 度の回転対称の位置関係にある。40

#### 【0026】

前記隔絶片 14 の第 1 収容溝 16 には、図 1 に示すように、前記突出部 19 における平面に至る第 1 傾斜底面 20 と、この第 1 傾斜底面 20 に連続し、かつ支持部材 5 の中心線から離反する方向に延在する第 1 開度規制底面 21 とが形成されている。この第 1 開度規制底面 21 は、この発明における第 1 開度規制部の一例である。同様に、前記隔絶片 14 における第 2 収容溝 17 には、図 1 に示すように、前記突出部 19 における平面に至る第 2 傾斜底面 20A と、この第 2 傾斜底面 20A に連続し、かつ支持部材 5 の中心線から離50

反する方向に延在する第2開度規制底面21Aとが形成されている。この第2開度規制底面21Aもまた、この発明における第2開度規制部の一例である。前記第1傾斜底面20と第2傾斜底面20Aとが、また、第1開度規制底面21と第2開度規制底面21Aとが、支持部材5の中心軸線を中心にして180度の回転対称の位置関係にある。

#### 【0027】

かくして、隔絶片14は前記一対の側部10,10の間に掛け渡された状態となり、しかも一対の側部10,10と前記隔絶片14とが一体に形成されているので、支持部材5の強度が大きなものとなっている。

#### 【0028】

一般に、前記支持部材5及びピン12は、電気絶縁性を有するものであれば、その材質は特に制限がなく、例えば、ステンレス、炭素鋼、金、銀、白金及びアルミニウム等の金属材料で支持部材本体を形成し、その表面を全面にわたって絶縁性皮膜で被覆してなる構造を有していてもよく、PEEK(ポリエーテルエーテルケトン)、PPS(ポリフェニレンサルファイド)及びポリイミド樹脂等の機械的強度が大きくて韌性に優れたプラスチック、又はジルコニア等のセラミック材料で形成された構造を有するのが好ましい。これらのプラスチック及びセラミック材料は、支持部材5への成型加工が容易であり、安価に支持部材5を製造することができる。また、前述したように、この支持部材5は、一対の側部10,10、チューブ装着部9及び隔絶片14は、一体に形成されている。このように支持部材5全体が一体形成されると、支持部材5全体の強度を大きくすることができる。

10

20

#### 【0029】

第1鉗子片6は、図1にも示すように、第1把持部22と、第1被支持部23と、第1回動支持部24とを備え、これらが一体に形成され、第2鉗子片7の場合も、図1に示すように、第2把持部25と、第2被支持部26と、第2回動支持部27とを備え、これらが一体に形成されている。

#### 【0030】

第1把持部22及び第2把持部25のそれぞれは、いずれも第1収容部28,28'を備え、その第1収容部28の端面は第1把持部22と第2把持部25とを重ね合わせたときに相互に接触する合わせ面29を有している。なお、この合わせ面29は接合面とも称される。

30

#### 【0031】

また、第1把持部22は、凹部となるように形成された第1収容部28と、この第1収容部28を第1被支持部23に、先すばまり状の形状を有しつつ第1被支持部23に連絡する第1連絡部22Aとを有している。前記先すばまり状の形状は、前記第1被支持部23から見ると、末広がり形状となっている。第2把持部25もまた、その第2収容部28'から連続するとともに、先すばまり状の形状を有しつつ第2被支持部26に連続している。第2被支持部26に連絡する先そぼまり状、逆に見ると、末広がり状の部位が第2連絡部25Aである。

#### 【0032】

第1被支持部23は、前記第1収容溝16に嵌まり込み、しかも前記ピン12を挿通させる挿入孔30を開設する板状部を備え、この板状部の一端から前記第1把持部22の第1収容部28に向かって末広がり状に広がって、前記第1把持部22に至る。この末広がり状に形成された部位が第1連絡部22Aである。また、第1被支持部23の他端はさらに延在して第1回動支持部24に至る。第2被支持部26もまた、第1被支持部23の構造と同様の構造を有する。25Aは第2連絡部である。

40

#### 【0033】

前記第1回動支持部24は、板状に形成された前記第1被支持部23に連続して同様の板状に形成された板状部を備え、その板状部の先端部近傍に取り付け孔31が開設されている。このような第1回動支持部24は、前記第1収容部28の外側表面から連続して形成された直線状の接触縁部32を前記板状部の下端に形成してなる。その接触縁部32は

50

、第1収容溝16に第1鉗子片6を嵌め、より詳しくは、第1被支持部23と第1回動支持部24とを第1収容溝16内に嵌め、前記挿入孔30にピン12を挿通することにより、第1収容溝16に第1鉗子片6を回動可能に装着した場合に、前記接触縁部32が第1収容溝16内の第1傾斜底面20に臨むように、かつ僅かに離れた状態で第1収容溝16内に收まる(図3参照)。第1収容溝16内に第1被支持部23と第1回動支持部24とが納められ、また、第2収容溝17内に第2被支持部26と第2回動支持部27とが納められた状態では、第1把持部22の合わせ面29と第2把持部25の合わせ面29とが接触し合った状態、つまり、接合状態になっており、換言すると、第1鉗子片6と第2鉗子片7とが閉じた状態になっている。

## 【0034】

10

さらに、図1に示すように、前記接触縁部32が第1開度規制底面21に当接することにより、前記第1傾斜底面20に接触縁部32が僅かに離れて臨んでいた状態(図3参照)の第1鉗子片6の接触縁部32が前記第1傾斜底面20から離れる方向、換言すると、第1鉗子片6と第2の鉗子片7とが開く方向に回動した後に、第1鉗子片6と第2鉗子片7との開き角が所定の角度以上にならないように、第1鉗子片6の回動が規制される。

## 【0035】

前記第2鉗子片7についても、前記第1鉗子片6におけるのと同様の構造を有する接触縁部32A、及び取り付け孔30Aを備えている。その接触縁部32A及び取り付け孔30Aは、前記第1鉗子片6におけるのと同様の構造を有するので、その詳細な説明を省略する。

20

## 【0036】

なお、第1収容溝16における前記第1傾斜底面20の傾斜角、すなわち第1傾斜底面20の傾斜面と第1開度規制底面21とで形成される稜を含むとともに、この支持部材5の中心軸線に平行な仮想平面と前記第1傾斜底面20とで形成される角度と第2収容溝17の第2傾斜底面20Aの角度とは、第1回動支持部24の接触縁部32が第1傾斜底面20に僅かに離れた状態で臨み(図3参照)、かつ第2回動支持部27の接触縁部32Aが第2収容溝17の第2傾斜底面20Aに僅かに離れた状態で臨んだときに、第1把持部22の合わせ面29と第2把持部25の合わせ面29とが接合するように適宜に設計される。このように設計すると、第1把持部22と第2把持部25とを重ね合わせたときに、前記合わせ面29間で隙間を生じることがなくなる。

30

## 【0037】

また、第2開度規制部の一例である第2開度規制底面21Aの傾斜角、すなわち、第2傾斜底面20Aの傾斜面と第2開度規制底面21Aとで形成される稜を含むとともに、前記支持部材5の中心軸線に平行な仮想平面と前記第2開度規制底面21Aとで形成される角度は、第1鉗子片6と第2鉗子片7とを開いた状態にしたときに、第1把持部22に第2回動支持部27が接触せず、同様に第2把持部25に第1回動支持部24が接触しないように、適宜に設計されるのが好ましい。このように設計されている、例えば第1把持部22と第2回動支持部27とは接触することがなく、部材の損傷、高周波電流の漏電等の不都合を生じることがない。

## 【0038】

40

前記第1開度規制底面21及び第2開度規制底面21Aは、第1把持部22と第2把持部25との開き角度を規制する。したがって、第1把持部22と第2把持部25との開き角度に応じて、第1開度規制底面21の形成位置が決定されることになる。

## 【0039】

これら第1鉗子片6及び第2鉗子片7は、いずれもステンレス鋼等の金属で形成し、前記合わせ面29以外の全表面を、絶縁性被覆層、例えばセラミックコーティング層で被覆してなる構造を有していてもよく、また、第1鉗子片6及び第2鉗子片7における合わせ面29以外の部分を全て絶縁性材料、例えばSiO<sub>2</sub>、及び DLC(ダイヤモンド状カーボン)等のセラミック又はポリテトラフルオロエチレン等のプラスチック等で形成し、前記合わせ面29だけを導電性材料、例えば金属で形成する構造にしてもよい。また、場合

50

によっては、第1鉗子片6及び第2鉗子片7の全面を上記材料で絶縁被覆してもよい。

**【0040】**

前記第1把持部22における第1収容部28及び第2把持部25の第1収容部28'の容積は、特に限定されないが、採取すべき生態組織片、例えばポリープ等の容積等に応じて適宜決定することができる。

**【0041】**

前記第1鉗子片6の取り付け孔31及び前記第2鉗子片7の取り付け孔31Aのそれには、表面に絶縁被覆膜33を形成してなるワイヤー34の一端が結合される。これらのワイヤー34は、前記カテーテルチューブ2内に延長配設され、その他端が操作部3に結合される。このワイヤー34, 34は、導電性材料、例えばステンレス線で形成された極細の細線又は撚線である。なお、このワイヤー34は、上記構成に代えて、ステンレス線等の導電性材料で形成された芯線を絶縁性チューブに挿通してなる構成であってもよい。10

**【0042】**

操作部3はハンドル35を備え、このハンドル35を引っ張ることで前記ワイヤー34, 34が引っ張られるように形成される。

**【0043】**

図1において、36は高周波電源であり、この高周波電源36から出力される高周波電流が前記ワイヤー34, 34に通電されるようになっている。37はカテーテルチューブ2内で一対の前記ワイヤー34を相互に固定するための固定具である。20

**【0044】**

次に、上述のように構成されたバイポーラ高周波処置具1の組み立てについて説明する。

まず、第1収容溝16内に第1鉗子片6の第1被支持部23及び第1回動支持部24を収容、配置する。同様に、第2収容溝17内に第2鉗子片7の第2被支持部26及び第2回動支持部27を収容、配置する。このとき、第1収容溝16においては、共に板状に形成されている第1被支持部23及び第1回動支持部24が中央片15の側面と側部10の側面とに、ガタツキのない状態で挟まれ、また、第2収容溝17においては、共に板状に形成されている第2被支持部26及び第2回動支持部27が中央片15の側面と側部10の側面とに、ガタツキのない状態で挟まれている。30

**【0045】**

支持部材5の側部10に設けられた第1貫通孔13A、第1鉗子片6に設けられた第1被支持部23の挿入孔30, 中央片15に設けられた第3貫通孔18, 第2鉗子片7の第2被支持部26に開設された取り付け孔30A、及び支持部材5の他方の側部10に設けられた第2貫通孔13Bのそれぞれの軸線を一致させ、これらの第1貫通孔13A、挿入孔30、第3貫通孔18、取り付け孔30A及び第2貫通孔13Bに一本のピン12を挿通固定する。そうすると、第1鉗子片6及び第2鉗子片7のそれぞれがピン12を中心にして、第1収容溝16及び第2収容溝17内で円滑に回動可能となる。

**【0046】**

次に動作について説明する。

図3に示すように、バイポーラ高周波処置具1は、第1鉗子片6の合わせ面29と第2鉗子片7の合わせ面29とを接合して第1鉗子片6と第2鉗子片7とを閉じた状態にし、しかもこの第1鉗子片6と第2鉗子片7とを先頭にして例えば内視鏡における措置具導通路内に通し、患部に到達させる。

**【0047】**

ここで、前述のように第1鉗子片6と第2鉗子片7とを閉じた状態にするには、操作部3のハンドル35を引くことにより、ハンドル35の牽引力を、ワイヤー34, 34を通じて、第1回動支持部24及び第2回動支持部27に及ぼす。そうすると、第1回動支持部24及び第2回動支持部27が、図1に示すように開いた状態であると、ピン12を中心にして、第1回動支持部24が第1収容溝16の第1傾斜底面20に向って回動すると40

ともに、第2回動支持部27もまた第2収容溝17の第2傾斜底面20Aに向かって回動する。その回動により、第1鉗子片6及び第2鉗子片7が閉じた状態になると、第1回動支持部24及び第2回動支持部27の接触縁部32が第1傾斜底面20及び第2傾斜底面20Aに僅かに離れて臨んだ状態になる。この状態では、ハンドル35をこれ以上引っ張っても第1鉗子片6及び第2鉗子片7が閉じた状態になっているので、第1回動支持部24及び第2回動支持部27はピン12を中心にして回動不能になる。なお、このようにして第1鉗子片6及び第2鉗子片7を閉じた状態でバイポーラ高周波処置具1を体内に挿入した状態において、操作部3は体外に残置される。

## 【0048】

体内にある第1鉗子片6及び第2鉗子片7は、次のようにして開くことができる。

10

すなわち、先ず、ハンドル35を押すと、ワイヤー34を介してその押圧力が第1回動支持部24及び第2回動支持部27に伝達される。その押圧力を受けた第1回動支持部24は、第1収容溝16内の第1傾斜底面20から離れるように、ピン12を中心にして回動する。前記押圧力を受け続ける第1回動支持部24はなおも回動を継続する。第1回動支持部24の接触縁部32が第1開度規制底面21に当接すると、第1回動支持部24の回動が不能になる。

## 【0049】

一方、第2回動支持部27に押圧力が伝達されると、前記第1回動支持部24の動作と連動して前記第2回動支持部27も動作し、最終的には、第2回動支持部27の回動が第2開度規制底面21Aにより不能となる。

20

## 【0050】

図示例においては、第1鉗子片6及び第2鉗子片7の開閉動作を、リンク機構を採用せずに、ワイヤー34による牽引及び押動の両動作で行っているので、開閉動作を実現する機械的構成が非常に簡素である。このことは故障の原因を少なくしていることになり、したがって、この発明によれば、確実な操作が可能なバイポーラ高周波処置具を提供することができる。

## 【0051】

その結果として、第1回動支持部24及び第2回動支持部27が、図1に示すように開いた状態になる。

## 【0052】

30

前記バイポーラ高周波処置具1で広い範囲の患部を処置する場合として、例えば患部の粘膜面の広い範囲における出血をバイポーラ高周波処置具1で凝固止血処理するときには、図1に示すように、第1鉗子片6及び第2鉗子片7を最大限に開いた状態のままにして、図4に示すように、患部40に、開いた状態の第1鉗子片6及び第2鉗子片7を押し当てる。ついで、操作部3を操作して高周波電源36により、ワイヤー34を介して第1鉗子片6及び第2鉗子片7に高周波電圧を印加する。そうすると、第1鉗子片6及び第2鉗子片7が接触する患部組織が加熱され、その加熱によって組織が凝固し、遂には止血が実現される。

## 【0053】

高周波電圧を印加するとき、第1鉗子片6と第2鉗子片7との間で高周波電流の漏洩乃至短絡が防止される。これは、隔絶片14により第1鉗子片6と第2鉗子片7とが電気的に隔絶されていることによる。

40

## 【0054】

さらに細かく見ると、図4に示すように、第1鉗子片6と第2鉗子片7とが最大限に開いた状態にあるとき、隔絶片14により第1鉗子片6の第1被支持部23と第2鉗子片7の第2被支持部26とが電気的に、また距離的に隔絶されているので、第1被支持部23と第2被支持部26との間で漏電乃至電気的短絡の発生が防止されている。

## 【0055】

第1鉗子片6と第2鉗子片7とが最大限に開いた状態では、第1回動支持部24と第2回動支持部27とが、互いに離れた状態になっているので、このような位置関係により第

50

1回動支持部24と第2回動支持部27とが漏電乃至電気的短絡するようなことがない。

**【0056】**

第1鉗子片6に第1連絡部22Aが形成され、第2鉗子片7に第2連絡部25Aが形成されているので、第1鉗子片6及び第2鉗子片7が大きく開いても、第1鉗子片6の第1収容部28と第2鉗子片7の第2回動支持部27とが接触することなく、また第2鉗子片7の第2収容部28'과 第1鉗子片6の第1回動支持部24とが電気的に接触することなく、したがって、これらの接触による電気的漏洩乃至電気的短絡を防止することができる。

**【0057】**

第1開度規制底面21及び第2開度規制底面21Aが設けられているので、第1鉗子片6及び第2鉗子片7が開きすぎて相互に接触することなく、これによっても電気的漏洩乃至電気的短絡を防止することができる。なお、この第1開度規制底面21及び第2開度規制底面21Aはそれぞれの傾斜角を、切削などにより調節することができる。前記傾斜角を調節することができることは、この発明に係るバイポーラ高周波処置具は、患部の状態に応じて第1鉗子片6及び第2鉗子片7の開き角度を調節することができることになって、その点において利便性のある装置である。第1開度規制底面21及び第2開度規制底面21Aの形成位置を軸方向の前後に調整することにより、第1鉗子片6及び第2鉗子片7の開き角を所望の角度に設定することもできる。例えば、第1鉗子片6及び第2鉗子片7の開き角度が不十分であると判断されるときに、第1開度規制底面21及び第2開度規制底面21Aの形成位置を軸方向に沿って後退するように前記第1開度規制底面21及び第2開度規制底面21Aを切削すると、容易に開き角度を大きな角度に変更することができる。

10

20

30

**【0058】**

治療部位における突出要治療部、例えばポリープを切除するなどの場合には、このバイポーラ高周波処置具は次のように操作される。すなわち、前記ポリープに向かって、開いた状態にあった第1鉗子片6及び第2鉗子片7で前記ポリープを挟む。すなわち、ハンドル35を牽引するようにして引っ張り力を、ワイヤー34を介して第1回動支持部24及び第2回動支持部27に伝達する。引っ張りを受けた第1回動支持部24及び第2回動支持部27は、ピン12を中心にして回動する。第1回動支持部24及び第2回動支持部27の回動とともに、第1把持部22及び第2把持部25が互いに接近するように、ピン12を中心にして回動する。その回動により、第1把持部22の第1収容部28と第2把持部25の第2収容部28'内にポリープを納めることにより、図5に示すように、第1把持部22と第2把持部25とでポリープを把持する状態を実現する。

**【0059】**

ついで、高周波電源36のスイッチ(図示せず)をONすることにより、ワイヤー34に高周波電流を通電する。高周波電流がワイヤー34を介して第1把持部22及び第2把持部25に通電されると、第1把持部22の合わせ面29及び第2把持部25の合わせ面29により挟まれた組織片の基部に電流が流れ、組織片の基部が加熱され、高周波電流の通電を継続すると、遂には合わせ面29同士で挟まれた組織が焼き切られる。切り取られたポリープが第1把持部22の第1収容部28と第2把持部25の凹部とで形成される内部空間内に閉じ込められる。

40

**【0060】**

一方、高周波電流を第1把持部22及び第2把持部25に通電している期間中において、第1被支持部23及び第1回動支持部24が第1収容溝16に嵌り込み、また、第2被支持部26及び第2回動支持部27が第2収容溝17内に嵌り込んでいるので、中央片15により、第1被支持部23及び第1回動支持部24と第2被支持部26及び第2回動支持部27とが、電気的に絶縁された状態になる。したがって、高周波電流の通電の際に漏電等を生じるおそれがない。この発明においては、高周波電流の通電の際に漏電等の事故を生じないのは、第1被支持部23及び第1回動支持部24と第2被支持部26及び第2回動支持部27とが、中央片15により相互に隔絶されているからである。したがって、

50

高周波電流の漏電をよりいっそう確実に防止するためには、第1収容溝16内に、第1被支持部23及び第1回動支持部24の大部分を、収容することができるよう第1収容溝16の深さ等を設計するのが好ましい。第2収容溝17についても、第1収容溝16と同様に、その溝の深さ等を設計するのが好ましい。

#### 【0061】

以上、この発明の実施の形態1について詳述したが、この発明は前記実施の形態1に限定されるものではなく、この発明の要旨を変更しない範囲内で適宜変形して実施できるものである。

#### 【0062】

この発明に係るバイポーラ高周波処置具においては、第1鉗子片6及び第2鉗子片7のそれぞれの合わせ面29を隙間なく相互に接合するように設計してもよいが、場合によつては、例えば図5に示すように、第1鉗子片6と第2鉗子片7とが閉じたときに、第1鉗子片6の合わせ面29と第2鉗子片7の合わせ面29とが角度をなすように互いに傾斜する合わせ面としてよい。このように、合わせ面が相互に傾斜していると、第1鉗子片6及び第2鉗子片7で組織片を持し、焼灼するのを容易にすることができる。

#### 【0063】

実施の形態2.

図6はこの発明の実施の形態2によるバイポーラ高周波処置具の要部を示す断面図、図7は図6中のカテーテルチューブを示す斜視図である。

この実施の形態2では、図6に示すように、チューブ装着部9の開口部9aとは反対側の開口部9bに挿入可能な程度に隔絶片の先端部を延在形成してなる突出部19を有する支持部材と、図6及び図7に示すように、先端部から後端部まで貫通する少なくとも二つの貫通孔50A, 50B、及び先端部に、前記突出部19を挿入可能に切り欠かれてなる切欠部51を有するカテーテルチューブ2Aとを備えたバイポーラ高周波処置具としたものである。なお、この実施の形態2において、二つ以上の貫通孔を備えたチューブは、マルチルーメンチューブとして入手することができる。

#### 【0064】

一例として図6に示すバイポーラ高周波処置具1Aにおいては、カテーテルチューブ2Aにおける各貫通孔50A及び50Bのそれぞれにワイヤー34を挿通する。貫通孔50Aから引き出されたワイヤー34と貫通孔50Bから引き出されたワイヤー34とは隔絶片14により配設位置が分離される。

#### 【0065】

図6に示すバイポーラ高周波処置具1Aにあっては、カテーテルチューブ2A内でワイヤー34, 34が隔絶されているので、カテーテルチューブ2A内でワイヤー34, 34同士が電気的に接触して漏電乃至電気的短絡を引き起こすことが皆無になり、また、カテーテルチューブ2Aから引き出されたワイヤー34, 34は隔絶片14で分離されるので、相互に接触することによる漏電乃至電気的短絡が皆無となる。したがって、前記支持部材側の先端部から後端部に至る少なくとも2本の貫通孔を備え、前記カテーテルチューブの前記支持部材側の先端部に、前記隔絶片の一部を挿入可能に形成された切欠部を備えて成るカテーテルチューブを有するバイポーラ高周波処置具は、漏電乃至電気的短絡がなくて、安全に操作可能である。

#### 【0066】

なお、図6及び図7においては、前記切欠部51は、V字状をなすが、前記隔絶片14の一端の形状に応じてその隔絶片14の一端を挿入することができるよう形成されている限り、特にその形状に限定がない。

#### 【0067】

実施の形態3.

図8はこの発明の実施の形態3によるバイポーラ高周波処置具の要部を示す水平断面図、図9は図8のバイポーラ高周波処置具の縦断面図である。

この実施の形態3によるバイポーラ高周波処置具1Bは、先端部から後端部に至る1本

10

20

30

40

50

の貫通孔を備えるカーテルチューブ 2B と、前記支持部材 5 に挿入したカーテルチューブ 2B の先端部近傍において、このカーテルチューブ 2B の直径方向に前記支持部材 5 と前記カーテルチューブ 2B とを貫通するように、配設された絶縁性分離部材、例えば貫通ピン 52 とを有するものである。

#### 【0068】

このバイポーラ高周波処置具 1B にあっては、貫通ピン 52 によりワイヤー 34, 34 が、カーテルチューブ 2B の出口において、二方向に向けて分離されるので、第 1 鉗子片 6 及び第 2 鉗子片 7 の開閉動作時にもつれ合うことがなく、また、電気的に接触して漏電乃至電気的短絡が生じるのを防止することができる。また、前記貫通ピン 52 が配設されるとともに、カーテルチューブ 2B の末端部における回転や変形を防止することができる。  
10

#### 【0069】

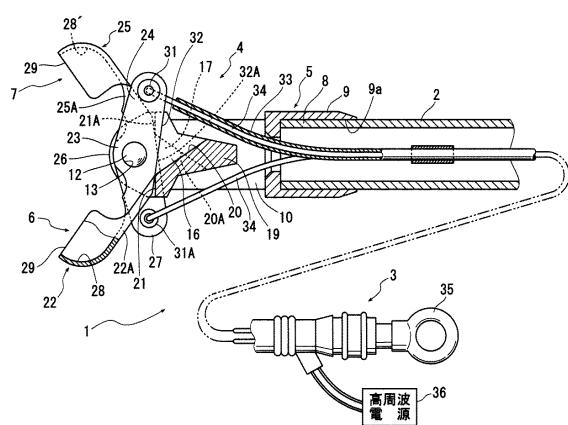
なお、前記絶縁性分離部材は貫通ピンであるに限らず、ワイヤー 34, 34 の取り出し方向を二方向に分離することができる限り様々な変形例があり、例えば貫通ピンの代わりに隔絶片であっても良い。

#### 【産業上の利用可能性】

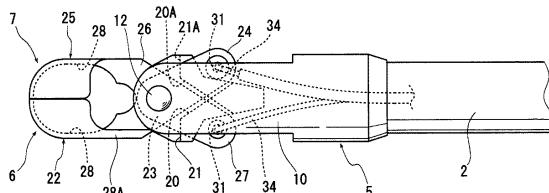
#### 【0070】

以上のように、この発明に係るバイポーラ高周波処置具は、第 1 鉗子片と第 2 鉗子片との間における絶縁性の向上に大きく寄与する構造のものとして適する。  
20

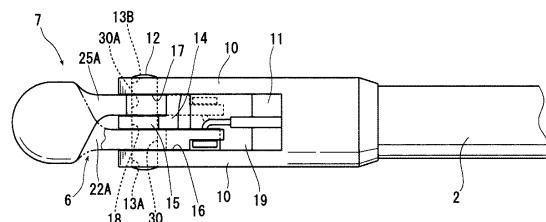
【図 1】



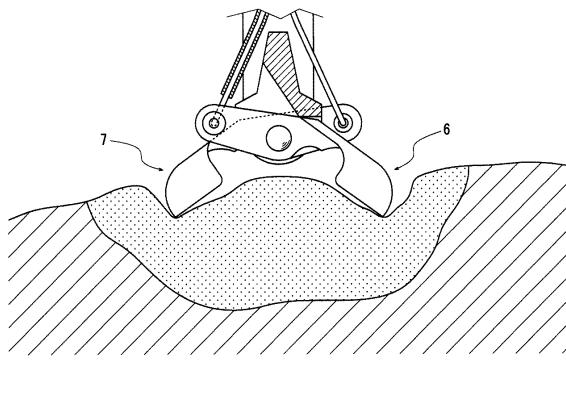
【図 3】



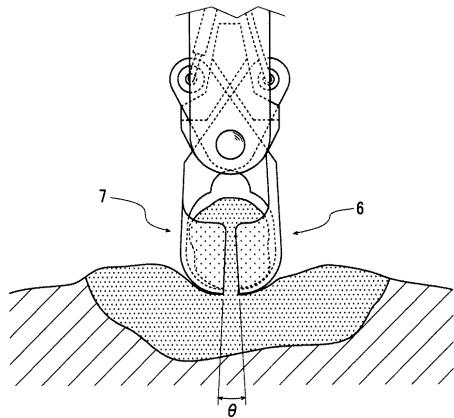
【図 2】



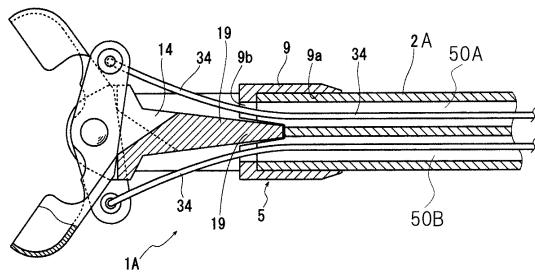
【図4】



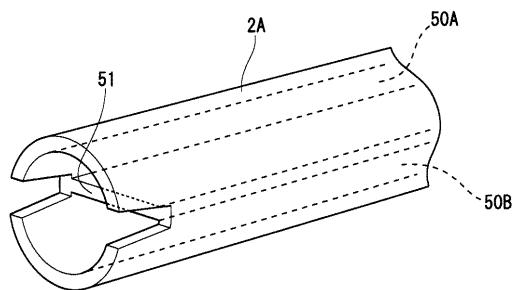
【図5】



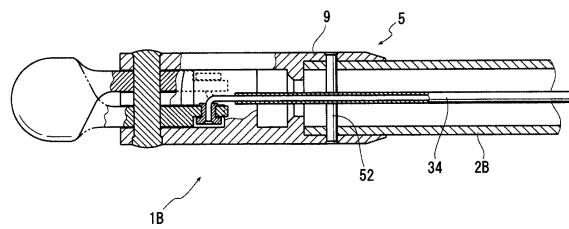
【図6】



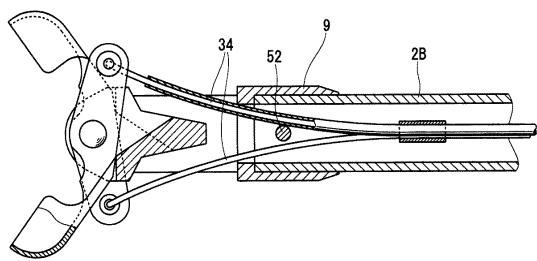
【図7】



【図8】



【図9】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-065598(JP,A)  
特開平11-155875(JP,A)  
特開2000-271128(JP,A)  
特開2004-105499(JP,A)  
特開2004-113328(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

专利名称(译)	双极高频治疗仪		
公开(公告)号	<a href="#">JP4612545B2</a>	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	JP2005513212	申请日	2004-08-19
[标]申请(专利权)人(译)	RIVER SEIKOKK		
申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
当前申请(专利权)人(译)	有限公司河精工		
[标]发明人	西村幸		
发明人	西村幸		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B10/06 A61B2017/2932 A61B2018/00083		
FI分类号	A61B17/39		
优先权	2003294810 2003-08-19 JP		
其他公开文献	JPWO2005016163A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

第一钳子件和第二钳子件，其可通过在导管管的远端部分处在体外操作而可被打开和闭合，其可插入到身体中;以及第二钳子件，其打开和闭合第一钳子件和第二钳子件以及电压供应装置，用于向所述第一钳片和所述第二钳片供应高频电压，其中所述第一钳片和所述第二钳片通过分离件彼此分开双极高频治疗装置以与双极电极电隔离的状态连接。

【图2】

