

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-112757

(P2009-112757A)

(43) 公開日 平成21年5月28日(2009.5.28)

(51) Int. Cl.  
A61B 18/12 (2006.01)

F1  
A61B 17/39 310

テーマコード(参考)  
4C060

審査請求 未請求 請求項の数 23 書面 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2007-315221 (P2007-315221)  
(22) 出願日 平成19年11月7日(2007.11.7)

(71) 出願人 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  
(72) 発明者 西村 誠  
長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号  
有限会社リバー精工内  
(72) 発明者 西村 幸  
長野県岡谷市川岸上二丁目29番20号  
有限会社リバー精工内  
Fターム(参考) 4C060 FF04 FF06 FF19 KK03 KK06  
KK10 KK15

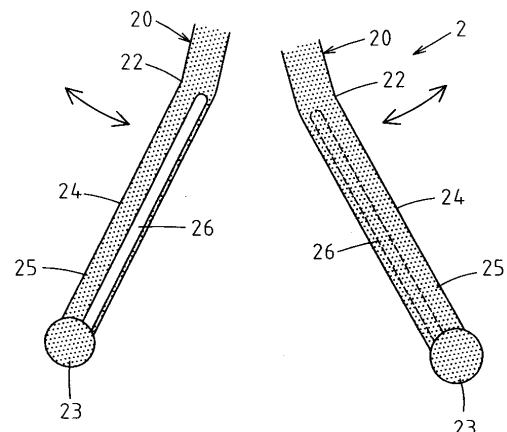
(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【要約】

【課題】先端電極の刃先に相当する幅狭の電極露出部を目標とする切開対象位置に正確に臨ませて所望通りの部位を安全に切開することができ、また、シンプルな機構で作動不良の発生し難い内視鏡用高周波処置具を提供すること。

【解決手段】先端電極2が先広がり形状に配置された一対のばね線材20で形成されて、可撓性シース1の先端内に入り出す動作に伴ってそれ自体の弾性により開閉するその一対のばね線材20の表面に電気絶縁性コーティング25が施されると共に、一対のばね線材20のうちの少なくとも一方の閉じ方向面と開き方向面の少なくとも一方に、電気絶縁性コーティング25が被覆されていない電極露出部26が軸方向に細長く形成されている。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

電気絶縁性の可撓性シースの先端部分に配置された先端電極が、前記可撓性シース内に配置された操作ワイヤーを進退操作することにより前方に向かって開閉するように構成された内視鏡用高周波処置具において、

導電性の一对のばね線材を前方に向かうにしたがって互いの間の間隔が次第に離れる先広がりの形状に配置してそれらの後端を前記操作ワイヤーの先端に一体に接続固着して前記先端電極が構成され、

前記操作ワイヤーを前記可撓性シース内で軸方向に進退させることにより、前記一对のばね線材が前記可撓性シースの先端内に入り出す動作に伴って前記ばね線材自体の弾性により開閉し、

前記一对のばね線材の表面には電気絶縁性コーティングが施されると共に、前記一对のばね線材のうち少なくとも一方の閉じ方向面と開き方向面の少なくとも一方に、前記電気絶縁性コーティングが被覆されていない電極露出部が軸方向に細長く形成されていることを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記先端電極の最先端面が前記電気絶縁性コーティングで被覆されている内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 3】**

請求項 1 又は 2 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の基端寄りの部分が前記可撓性シース内に引き込まれて先端寄りの部分が前記可撓性シースの先端から突出した状態で、前記一对のばね線材の先端が閉じた状態になる内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 4】**

請求項 3 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材が閉じた時、前記一对のばね線材の先端どうしがあい対向して当接する内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 5】**

請求項 3 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の先端が閉じた時、前記一对のばね線材の先端どうしがすれ違う内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 6】**

請求項 1 から 5 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記可撓性シースに外套管が緩く被嵌されていて、前記外套管の基端部分を前記可撓性シースの基端部分に対し軸方向に進退させることにより、前記外套管の先端を前記可撓性シースの先端に対して前後に移動させることができる内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記外套管の先端が前記可撓性シースの先端から前方に突出した時、その外套管の突出部内に前記一对のばね線材が弾性変形した状態で収納される内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 8】**

請求項 1 から 7 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材のうち少なくとも一方の最先端部に前記ばね線材より径の大きな先端塊が形成されている内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 9】**

請求項 8 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記先端塊が略球状又は半球状に形成されている内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 10】**

請求項 8 又は 9 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の先端に形成された先端塊が前記可撓性シース内に引き込まれない大きさに形成されている内視鏡用高周波処置具。

**【請求項 11】**

請求項 1 から 7 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材のうち少なくとも一方の最先端部が閉じ方向に折り曲げられて先端折り曲げ部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 2】

請求項 8 から 1 1 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の長さが相違する場合に、少なくとも長い方のばね線材の最先端部に前記先端塊又は先端折り曲げ部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 3】

請求項 8、9 又は 1 0 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の長さが相違する場合に、その双方の先端に前記先端塊が形成され、長い方のばね線材の先端に形成された先端塊より短い方のばね線材の先端に形成された先端塊の方が小さく形成されている内視鏡用高周波処置具。

10

【請求項 1 4】

請求項 1 から 1 3 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材が各々開閉方向と相違する方向にも屈曲して形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材が開閉方向に対し垂直方向に各々屈曲して形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 6】

20

請求項 1 から 1 5 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の双方の閉じ方向面に各々前記電極露出部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 7】

請求項 1 から 1 5 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の双方の開き方向面に各々前記電極露出部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 1 8】

請求項 1 から 1 5 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の双方の閉じ方向面と開き方向面に各々前記電極露出部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

30

【請求項 1 9】

請求項 1 から 1 5 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材のうち一方のばね線材の表面全面に前記電気絶縁性コーティングが被覆されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2 0】

請求項 1 から 1 9 の何れかに記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の各々の途中の少なくとも二箇所位置に折り目が形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2 1】

40

請求項 2 0 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記二箇所の折り目のうち前記ばね線材の先端に近い方の折り目より先端側の領域に前記電極露出部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2 2】

請求項 1 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材の長さが相違している内視鏡用高周波処置具。

【請求項 2 3】

請求項 2 2 に記載された内視鏡用高周波処置具において、前記一对のばね線材のうち長い方のばね線材の側面であって短い方のばね線材の先端より前方に位置する領域にも電極露出部が形成されている内視鏡用高周波処置具。

50

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡の処置具案内管に通して使用される内視鏡用高周波処置具に関し、特に先端電極が鉗状に開閉するタイプの内視鏡用高周波処置具に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

内視鏡用高周波処置具としては、使用目的に応じてループ状の高周波スネア、棒状の高周波メス、前方に向かって開閉する高周波鉗等各種のものがあり、鉗状の内視鏡用高周波処置具では、刃先に相当する細い電極露出部が設けられた先端電極を、パンタグラフ状のリンク機構で前方に向かって開閉駆動するようになっている（例えば、特許文献1、2）。

10

【特許文献1】 特開平5-253241号公報

【特許文献2】 特開2007-229294号公報

## 【発明の開示】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0003】

鉗状の内視鏡用高周波処置具において切れ味よく安全に生体組織を切り裂くには、電極露出部の幅をできるだけ狭く形成するのが望ましい。しかし、先端電極がリンク機構で開閉駆動される内視鏡用高周波処置具においては、リンク機構の従動リンクに相当する先端電極を機械的にある程度以上に頑丈なものにする必要があるため、先端電極の電極露出部以外の部分が相当の幅を有する構成になってしまう。

20

## 【0004】

しかし、そのように先端電極の電極露出部以外の部分が幅広に形成されていると、内視鏡観察画面においては、図31に示されるように、内視鏡の先端から前方に突出された先端電極aの背中部分が画面内に大きく広がって、それによって遮られる電極露出部の位置が視認できないため、切開位置が所望の部位よりずれて不正確になってしまう場合がある。

## 【0005】

また、パンタグラフ状の複雑なリンク機構は、高周波処置により発生する組織の焼け焦げ片が飛び散って付着すると、早期に作動不良を起こして開閉動作がうまくいかなくなってしまう場合がある。

30

本発明はそのような問題を解決するためになされたものであり、先端電極の刃先に相当する幅狭の電極露出部を目標とする切開対象位置に正確に臨ませて所望通りの部位を安全に切開することができ、また、シンプルな機構で作動不良の発生し難い内視鏡用高周波処置具を提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

電気絶縁性の可撓性シースの先端部分に配置された先端電極が、可撓性シース内に配置された操作ワイヤーを進退操作することにより前方に向かって開閉するように構成された内視鏡用高周波処置具において、導電性の一对のばね線材を前方に向かうにしたがって互いの間の間隔が次第に離れる先広がり形状に配置してそれらの後端を操作ワイヤーの先端に一体に接続固着して先端電極が構成され、操作ワイヤーを可撓性シース内で軸方向に進退させることにより、一对のばね線材が可撓性シースの先端内に入り出す動作に伴ってばね線材自体の弾性により開閉し、一对のばね線材の表面には電気絶縁性コーティングが施されると共に、一对のばね線材のうち少なくとも一方の閉じ方向面と開き方向面の少なくとも一方に、電気絶縁性コーティングが被覆されていない電極露出部が軸方向に細長く形成されている。

40

## 【0007】

なお、先端電極の最先端面が電気絶縁性コーティングで被覆されているとよい。また、

50

一对のばね線材の基端寄りの部分が可撓性シース内に引き込まれて先端寄りの部分が可撓性シースの先端から突出した状態で、一对のばね線材の先端が閉じた状態になるとよく、一对のばね線材が閉じた時、一对のばね線材の先端どうしがあい対向して当接してもよく、一对のばね線材の先端どうしがすれ違ってよい。

【0008】

また、可撓性シースに外套管が緩く被嵌されていて、外套管の基端部分を可撓性シースの基端部分に対し軸方向に進退させることにより、外套管の先端を可撓性シースの先端に対して前後に移動させることができるようにしてもよく、外套管の先端が可撓性シースの先端から前方に突出した時、その外套管の突出部内に一对のばね線材が弾性変形した状態で収納されるようにしてもよい。

10

【0009】

また、一对のばね線材のうち少なくとも一方の最先端部にばね線材より径の大きな先端塊が形成されていてもよく、先端塊が略球状又は半球状に形成されていてもよい。そして、一对のばね線材の先端に形成された先端塊が可撓性シース内に引き込まれない大きさに形成されていてもよい。また、一对のばね線材のうち少なくとも一方の最先端部が閉じ方向に折り曲げられて先端折り曲げ部が形成されていてもよく、一对のばね線材の長さが相違する場合に、少なくとも長い方のばね線材の最先端部に先端塊又は先端折り曲げ部が形成されていてもよい。また、一对のばね線材の長さが相違する場合に、その双方の先端に先端塊が形成され、長い方のばね線材の先端に形成された先端塊より短い方のばね線材の先端に形成された先端塊の方が小さく形成されていてもよい。

20

【0010】

さらに、一对のばね線材が各々開閉方向と相違する方向にも屈曲して形成されていてもよく、一对のばね線材が開閉方向に対し垂直方向に各々屈曲して形成されていてもよい。また、一对のばね線材の双方の閉じ方向面に各々電極露出部が形成されていても、一对のばね線材の双方の開き方向面に各々電極露出部が形成されていても、一对のばね線材の双方の閉じ方向面と開き方向面に各々電極露出部が形成されていてもよく、一对のばね線材のうち一方のばね線材の表面全面に電気絶縁性コーティングが被覆されていてもよい。

【0011】

また、一对のばね線材の各々の途中の少なくとも二箇所の位置に折り目が形成されていてもよく、二箇所の折り目のうちばね線材の先端に近い方の折り目より先端側の領域に電極露出部が形成されていてもよい。また、一对のばね線材の長さが相違していてもよく、一对のばね線材のうち長い方のばね線材の側面であって短い方のばね線材の先端より前方に位置する領域にも電極露出部が形成されていてもよい。

30

【発明の効果】

【0012】

本発明の内視鏡用高周波処置具によれば、先端電極が先広がり形状に配置された一对のばね線材で形成されて、可撓性シースの先端内に入り出す動作に伴ってそれ自体の弾性により開閉するその一对のばね線材の表面に電気絶縁性コーティングが施されると共に、一对のばね線材のうちの少なくとも一方の閉じ方向面と開き方向面の少なくとも一方に、電気絶縁性コーティングが被覆されていない電極露出部が軸方向に細長く形成されていることにより、細いばね線材が内視鏡の観察画像を殆ど遮らないので、先端電極の刃先に相当する幅狭の電極露出部を目標とする切開対象位置に正確に臨ませて所望通りの部位を安全に切開することができ、また、リンク機構等を用いることなくシンプルな機構でばね線材自体の弾性により先端電極を開閉することができるので、高周波処置により発生する組織の焼け焦げ片等による作動不良等が発生し難い等の格別の効果がある。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を具体的に説明する。

図2は、本発明の第1の実施の形態の全体構成を示している。1は、例えば可撓性のあるフッ素樹脂チューブ等からなる電気絶縁性の可撓性シースであり、その長さは例えば1

50

～ 2 m 程度である。可撓性シース 1 の先端部分には、生体組織を高周波電流で焼灼して切り裂くための先端電極 2 が配置されている。可撓性シース 1 内には、可撓性を有する導電性の操作ワイヤー 3 が軸方向に進退自在に挿通されていて、その先端が先端電極 2 に機械的及び電氣的に連結接続されている。

【 0 0 1 4 】

可撓性シース 1 の基端に連結された操作部 1 0 には、操作ワイヤー 3 の基端が連結された電極開閉操作部材 1 2 がスライド自在に配置されていて、矢印 A で示されるように、電極開閉操作部材 1 2 をスライド操作することにより操作ワイヤー 3 が可撓性シース 1 内で軸方向に進退して、先端電極 2 が可撓性シース 1 の先端で前方に向かって開閉動作をする。電極開閉操作部材 1 2 には、図示されていない高周波電源に接続される接続端子 1 3 が設けられていて、操作ワイヤー 3 を経由して先端電極 2 に高周波電流を通じることができる。

10

【 0 0 1 5 】

4 は、可撓性シース 1 の外周に緩く被嵌された、例えば可撓性のあるフッ素樹脂チューブ等からなる電気絶縁性の外套管であり、その基端に取り付けられた摘み 4 a を、矢印 B で示されるように軸方向に進退操作することにより、外套管 4 が可撓性シース 1 に対して軸方向に進退し、外套管 4 の最先端部を可撓性シース 1 の最先端部に対して前後に移動させることができる。

【 0 0 1 6 】

図 3 は可撓性シース 1 の先端付近を示し、図 4 は X - O - X 線で切断された断面における拡大断面図である。

20

先端電極 2 は、断面形状が円形の例えば直径が 0 . 2 ~ 0 . 5 mm 程度のばね用ステンレス線材等のような導電性の一对のばね線材 2 0 を、前方に向かうにしたがって互いの間隔が次第に離れる先広がりの形状に配置して、それらの後端を導電性の接続管 5 等で操作ワイヤー 3 の先端に一体に接続固着して構成されている。ただし、ばね線材 2 0 の断面形状を偏平にしてもよく、偏平面を開閉方向に位置させると、開閉方向が安定して扱われた動作をし難くなる。

【 0 0 1 7 】

この実施の形態の各ばね線材 2 0 の基端寄りの部分は、接続管 5 に対する基端固着部から平行に真っ直ぐ前方に向けて並んで配置されて、第 1 の折り目 2 1 において各々外方に例えば 1 0 ~ 3 0 ° 程度折り曲げられ、さらに、第 1 の折り目 2 1 と最先端部との間の第 2 の折り目 2 2 で第 1 の折り目 2 1 より大きな角度（例えば 3 0 ~ 6 0 ° 程度）で開き方向に折り曲げられ、各折り目 2 1 , 2 2 以外の部分では略真っ直ぐに形成されている。ただし、各ばね線材 2 0 の形状が曲線的な部分を有していたり、折り目が 3 箇所以上あっても差し支えない。

30

【 0 0 1 8 】

各ばね線材 2 0 の最先端部には、ばね線材 2 0 の径より大きな径の略球状又は半球状の先端塊 2 3 が形成されており、この実施の形態においては、先端塊 2 3 がばね線材 2 0 に対して偏位することなくばね線材 2 0 の外周の全方向に膨らんだ状態に形成され、各ばね線材 2 0 の第 2 の折り目 2 2 と先端塊 2 3 の間の部分が生体組織を切り裂くための電極刃部区間 2 4 になっている。

40

【 0 0 1 9 】

図 4 に示されるように、各ばね線材 2 0 の外表面には、例えばフッ素樹脂系等の電気絶縁性コーティング 2 5 が施されており、各図において電気絶縁性コーティング 2 5 の表面部分は砂目状に図示されている。そして、電極刃部区間 2 4 の領域においては、電気絶縁性コーティング 2 5 が施されていない電極露出部 2 6 が、各ばね線材 2 0 の閉じ方向面にばね線材 2 0 の軸方向に真っ直ぐに細長く形成されている。

【 0 0 2 0 】

図 1 は、そのような先端電極 2 の先端寄りの部分（電極刃部区間 2 4 の領域）を示しており、一对のばね線材 2 0 の双方の閉じ方向面に電極露出部 2 6 が向かい合う状態に形成

50

されている。電極露出部 26 の幅は例えば 0.1 ~ 0.4 mm 程度、長さは 1 ~ 6 mm 程度である。先端塊 23 の表面には全面に電気絶縁性コーティング 25 が施されており、その結果、先端電極 2 の最先端面は電気絶縁性コーティング 25 で被覆された状態になっている。図中の矢印は、一对のばね線材 20 の開閉方向を示している。

#### 【0021】

このように構成された先端電極 2 は、操作ワイヤー 3 が操作部 10 側から牽引されると、図 5 に示されるようにばね線材 20 全体が可撓性シース 1 の先端内に引き込まれて、ばね線材 20 が窄まった状態に弾性変形する。先端塊 23 を可撓性シース 1 内に引き込まれない大きさに形成しておくこと、先端電極 2 全体が可撓性シース 1 の奥まで引き込まれないので使いがたがよい。

#### 【0022】

逆に操作ワイヤー 3 が操作部 10 側から押されると、図 3 に示されるように、ばね線材 20 自体の弾性により一对のばね線材 20 が前方に向かって広がった状態に戻る。このように、操作ワイヤー 3 を操作部 10 側から軸方向に進退操作することにより、一对のばね線材 20 が、可撓性シース 1 の先端内に入り出してばね線材 20 自体の弾性により開閉動作をする。

#### 【0023】

そしてその動作の途中において、図 6 に示されるように、第 2 の折り目 22 が可撓性シース 1 の最先端部にさしかかった位置で、電極刃部区間 24 だけが可撓性シース 1 の先端から前方に向かって突出して開いた状態になる。そして、その状態から操作ワイヤー 3 を操作部 10 側に牽引して、第 2 の折り目 22 が可撓性シース 1 内に少しだけ引き込まれるようにばね線材 20 の基端寄りの部分を可撓性シース 1 内に引き込むと、図 7 に示されるように、一对のばね線材 20 の電極刃部区間 24 が部分的に可撓性シース 1 の先端内に引き込まれ、電極刃部区間 24 の先端寄りの部分が可撓性シース 1 の前方に突出した状態で閉じた状態になる。その際に、この実施の形態では、一对のばね線材 20 の先端の先端塊 23 同士が互いに摺接しながら、各ばね線材 20 を少し側方に弾性変形させてすれ違った状態になる。

#### 【0024】

なお、本発明の内視鏡用高周波処置具を図示されていない内視鏡の処置具案内管に挿脱する際には、図 8 に示されるように外套管 4 を前方に押し出して、その先端を可撓性シース 1 の先端から前方に突出させ、それによって一对のばね線材 20 を外套管 4 の突出部内において中程度に閉じた状態に弾性変形させて収容しておくことよい。或いは、図 5 に示されるように、先端電極 2 を可撓性シース 1 内に引き込んで完全に閉じた状態にしておいてもよい。

#### 【0025】

図 9 と図 10 は、この実施の形態の内視鏡用高周波処置具を鉗のように使って生体組織を切断している状態を示している。

即ち、図 6 に対応する図 9 に示されるように、開いた状態の一对の電極刃部区間 24 の間に生体組織を挟み込んだ状態にし、ばね線材 20 に高周波電流を流しながら、図 7 に対応する図 10 に示されるように、一对の電極刃部区間 24 を閉じると、生体組織が各電極刃部区間 24 の閉じ方向面に形成されている電極露出部 26 との接触部で焼灼されて切断される。

#### 【0026】

この時、ばね線材 20 が極めて細いことにより、電極刃部区間 24 が閉じる動作の際の生体組織との干渉量が小さいので、電極露出部 26 と接触した組織が切断されると同時に電極刃部区間 24 が生体組織の切り口内にスムーズに食い込んでいき、非常に切れ味のよい切断動作が得られる。また、図 11 に示されるように、内視鏡の観察画面においては、ばね線材 20 が極めて細くて観察視野を妨げないので、目標とする切開対象位置に電極露出部 26 を正確に臨ませて所望通りの部位を安全に切開することができる。また、先端塊 23 の表面が電気絶縁性コーティング 25 で被覆されていることにより、切開対象部位

10

20

30

40

50

以外の生体組織を意に反して焼灼する恐れがない。

【 0 0 2 7 】

さらに、ばね線材 2 0 は、極細の電極露出部 2 6 以外の部分が電気絶縁性コーティング 2 5 で覆われているので生体組織の焼け焦げの付着が少なく、ばね線材 2 0 自体が有する弾性力でばね線材 2 0 の開閉が行われるシンプルな構成であって、リンク機構等のような複雑な作動部位がないので、焼け焦げ片が飛び散っても開閉動作の作動不良が起き難い。

図 1 2 ~ 図 1 4 は、本発明の第 1 の実施の形態における電極露出部 2 6 の配置の変形例を示しており、図 1 2 に示される第 1 の変形例においては、一对のばね線材 2 0 の一方のみの閉じ方向面に電極露出部 2 6 が形成されて、他方のばね線材 2 0 はその表面全体に電気絶縁性コーティング 2 5 が被覆されている。このように構成しても一方のばね線材 2 0 のみに形成された電極露出部 2 6 で生体組織を切り裂くことができる。図 1 3 に示される第 2 の変形例では、電極露出部 2 6 が一对のばね線材 2 0 の一方の（双方でもよい）ばね線材 2 0 の開き方向面に形成されている。このようにすると、生体組織を切り開く高周波切開処置を行うことができる。図 1 4 に示される第 3 の変形例では、電極露出部 2 6 がばね線材 2 0 の双方の（一方でもよい）ばね線材 2 0 の閉じ方向面と開き方向面の双方に電極露出部 2 6 が形成されている。

10

【 0 0 2 8 】

図 1 5 は、本発明の第 2 の実施の形態の先端電極 2 の先端付近（電極刃部区間 2 4 の部分）を示しており、各ばね線材 2 0 の先端に形成された先端塊 2 3 どうしが接触するかしない程度にばね線材 2 0 の長さを相違させたものである。このように構成すると、閉じ動作の際に先端塊 2 3 どうしがぶつからずに相手のばね線材 2 0 と擦れ合うので、一对のばね線材 2 0 の先端どうしがスムーズにすれ違うことができる。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 2 6 の配置の変形例を含めて同様である。

20

【 0 0 2 9 】

図 1 6 は、本発明の第 3 の実施の形態の先端電極 2 の先端付近（電極刃部区間 2 4 の部分）を示しており、各ばね線材 2 0 の先端に形成された先端塊 2 3 の閉じ方向面をばね線材 2 0 より出っ張らない状態に削除して、一对のばね線材 2 0 が閉じた状態では、ばね線材 2 0 の先端どうしがすれ違わずにあい対向して当接するようにしたものである。矢印はばね線材 2 0 の開閉方向を示している。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 2 6 の配置の変形例を含めて同様である。

30

【 0 0 3 0 】

このように構成すると、一对のばね線材 2 0 が閉じ状態において真っ直ぐに並んで棒状になるので、図 1 7 に例示されるように、一本のメスとして生体組織を切り裂く使い方にも適したものになる。したがって、この実施の形態の場合は、ばね線材 2 0 の開き方向面に電極露出部 2 6 が形成されていると具合がよく、先端塊 2 3 が電気絶縁性コーティング 2 5 で被覆されていることにより、周囲の生体組織をばね線材 2 0 の先端で焼灼する恐れがない効果がより大きくなる。

【 0 0 3 1 】

図 1 8 は、本発明の第 4 の実施の形態のばね線材 2 0 の先端付近（電極刃部区間 2 4 の部分）を示しており、各ばね線材 2 0 の先端に形成された先端塊 2 3 どうしが接触するかしない程度にばね線材 2 0 の長さを相違させ、さらに、短い方のばね線材 2 0 の先端塊 2 3 の閉じ方向面をばね線材 2 0 より出っ張らない状態に削除したものである。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 2 6 の配置の変形例を含めて同様である。このように構成しても、第 3 の実施の形態と同様に、一对のばね線材 2 0 が閉じ状態において真っ直ぐに並んで棒状になり、一本のメスとして生体組織を切り裂く使い方にも適したものになる。

40

【 0 0 3 2 】

図 1 9 ~ 図 2 1 は、本発明の第 4 の実施の形態の変形例を示しており、図 1 9 に示される第 1 の変形例では、長い方のばね線材 2 0 の先端に形成された大きな先端塊 2 3 が閉じ方向寄りに偏位し、且つ、それより小さく形成された短い方のばね線材 2 0 の先端塊 2 3

50



が長い方のばね線材 20 の先端塊 23 の後方に隠れるように構成されている。このように構成することにより、一本のメスとして使用する際の安全性がより高まる。図 20 に示される第 2 の変形例は、短い方のばね線材 20 の先端から先端塊 23 が省かれたもの、図 21 に示される第 3 の変形例は、先端塊 23 が非円形（例えば、略円錐形）に形成されたものである。このように構成しても、第 4 の実施の形態と同様の作用効果を得ることができる。

#### 【0033】

図 22 は、本発明の第 5 の実施の形態の先端電極 2 の先端付近（電極刃部区間 24 の部分）を示しており、各ばね線材 20 の先端に先端塊 23 を形成するのに代えて、ばね線材 20 の最先端部を閉じ方向に折り曲げて先端折り曲げ部 23 を形成したものである。矢印はばね線材 20 の開閉方向を示している。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 26 の配置の変形例を含めて同様である。このように構成しても、第 1 の実施の形態と同様の作用効果が得られ、二つの先端折り曲げ部 23 どうしがぶつかり合うことなくすれ違ふことができる。なお、先端折り曲げ部 23 の最先端面（図 22 において下方の面）は電気絶縁性コーティング 25 面になるが、図 22 に符号 e で示される先端折り曲げ部 23 の裏面には電極露出部 26 を形成してもよい。

10

#### 【0034】

図 23 と図 24 は、本発明の第 5 の実施の形態の変形例を示しており、図 23 に示される第 1 の変形例は、ばね線材 20 の長さを相違させたものであって、図 15 の実施の形態と同様の作用効果が得られる。図 24 に示される第 2 の変形例は、短い方のばね線材 20 から先端折り曲げ部 23 を省略したものであり、この場合は一对のばね線材 20 が閉じ状態においてはすれ違わずに当接し合う。

20

#### 【0035】

図 25 は本発明の第 6 の実施の形態を示しており、第 1 の実施の形態の構成を全て備える内視鏡用高周波処置具のばね線材 20 の一方を他方より、例えば電極刃部区間 24 の長さと同程度（ $1/2 \sim 3/2$  倍程度）の長さ分だけ長く形成して、その長い方のばね線材 20 の側面であって短い方のばね線材 20 の先端より前方に位置する延長区間 27 にも電極露出部 26 が形成されている。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 26 の配置の変形例を含めて同様である。このように構成すると、図 26 に示されるように、短い方のばね線材 20 の電極刃部区間 24 を可撓性シース 1 内に収めておいて、長い方のばね線材 20 の延長区間 27 だけをメスとして使用することができる。なお、このような構成は第 2 ～ 第 5 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具に対しても適用することができる。

30

#### 【0036】

図 27 は本発明の第 7 の実施の形態の先端電極 2 を示しており、各ばね線材 20 が開閉方向において先端が広がった形状に形成されているだけでなく、開閉方向に対し垂直方向においても各々同形状に屈曲した形状に形成されている。矢印はばね線材 20 の開閉方向を示している。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 26 の配置の変形例を含め同じであり、このように構成すると、図 28 に示されるように、体壁面に対して浅い角度でしかアプローチできないような症例において、ばね線材 20 を容易に体壁面に沿って患部に臨ませることができる。なお、ばね線材 20 を開閉方向に対して垂直以外の方向（例えば  $45^\circ$  傾いた方向等）に曲げてもよく、これらの構成は第 2 ～ 第 6 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具に対しても適用することができる。

40

#### 【0037】

図 29 は本発明の第 8 の実施の形態の可撓性シース 1 の先端付近を示しており、各ばね線材 20 の第 2 の折り目 22 において、それより先側の電極刃部区間 24 が第 1 の折り目 21 と第 2 の折り目 22 との間の部分より内側へ向かうように折り曲げられている。電極露出部 26 は両電極刃部区間 24 の閉じ方向面に形成されており、第 1 の折り目 21 と第 2 の折り目 22 との間の領域の閉じ方向面にも電極露出部 26 が形成されているとよい。その他の構成は、第 1 の実施の形態と電極露出部 26 の配置の変形例を含め同様であり、このように構成すると、図 30 に示されるように、一对のばね線材 20 が可撓性シース 1

50

に引き込まれる前に第 2 の折り目 2 2 が外側に膨らんでループが形成されるので、そのループ内にポリープを捉えて高周波電流による切除処置を行うこともできる。このような構成は第 2 ~ 第 7 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具に対しても適用することができる。

【 0 0 3 8 】

なお、本発明は以上説明した実施の形態に限定されるものではなく、例えば、一对のばね線材 2 0 が高周波電源の正極と負極とに電気的に分離して接続されるいわゆるバイポーラ型の内視鏡用高周波処置具に本発明を適用することもできる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 9 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の先端電極の先端寄りの部分の斜視図。

10

【 図 2 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の全体構成を示す側面図。

【 図 3 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の可撓性シースの先端付近の側面断面図。

【 図 4 】本発明の第 1 の実施の形態の図 3 に示される X - O - X 線において切断された切断面の拡大断面図。

【 図 5 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端電極が可撓性シース内に引き込まれた状態の側面断面図。

【 図 6 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端電極の一对の電極刃部区間が開いた状態の側面断面図。

20

【 図 7 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端電極の一对の電極刃部区間が閉じた状態の側面断面図。

【 図 8 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において外套管が前方に押し出された状態の側面断面図。

【 図 9 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる状態の側面断面図。

【 図 1 0 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる状態の側面断面図。

【 図 1 1 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる際の内視鏡観察像の正面図。

30

【 図 1 2 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具における電極露出部の配置の第 1 の変形例の斜視図。

【 図 1 3 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具における電極露出部の配置の第 2 の変形例の斜視図。

【 図 1 4 】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具における電極露出部の配置の第 3 の変形例の斜視図。

【 図 1 5 】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の先端電極の先端寄りの部分の側面図。

【 図 1 6 】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の先端電極の先端寄りの部分の側面図。

40

【 図 1 7 】本発明の第 3 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる状態の側面図。

【 図 1 8 】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の先端電極の先端寄りの部分の側面図。

【 図 1 9 】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端塊の態様を変えた第 1 の変形例の斜視図。

【 図 2 0 】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端塊の態様を変えた第 2 の変形例の斜視図。

【 図 2 1 】本発明の第 4 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端塊の態様を変えた第 3 の変形例の斜視図。

50

【図 2 2】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の先端電極の先端寄りの部分の側面図。

【図 2 3】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端折り曲げ部分の態様を変えた第 1 の変形例の斜視図。

【図 2 4】本発明の第 5 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において先端折り曲げ部分の態様を変えた第 2 の変形例の斜視図。

【図 2 5】本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の可撓性シースの先端付近の側面断面図。

【図 2 6】本発明の第 6 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる状態の側面図。

【図 2 7】本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の先端電極部分の斜視図。

【図 2 8】本発明の第 7 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる状態の側面図。

【図 2 9】本発明の第 8 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具の可撓性シースの先端付近の側面断面図。

【図 3 0】本発明の第 8 の実施の形態の内視鏡用高周波処置具においてポリープ切除の高周波処置が行われる状態の側面断面図。

【図 3 1】従来の内視鏡用高周波処置具において生体組織に対し高周波処置が行われる際の内視鏡観察像の正面図。

【符号の説明】

【 0 0 4 0 】

1 ... 可撓性シース

2 ... 先端電極

3 ... 操作ワイヤー

4 ... 外套管

2 0 ... ばね線材

2 1 ... 第 1 の折り目

2 2 ... 第 2 の折り目

2 3 ... 先端塊

2 3 ... 先端折り曲げ部

2 4 ... 電極刃部区間

2 5 ... 電気絶縁性コーティング

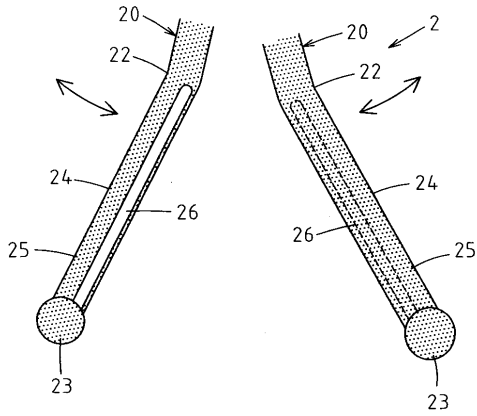
2 6 ... 電極露出部

10

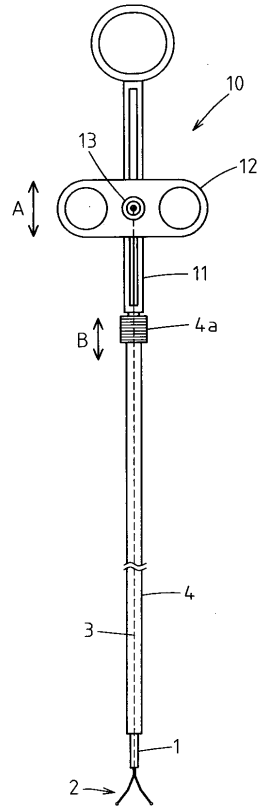
20

30

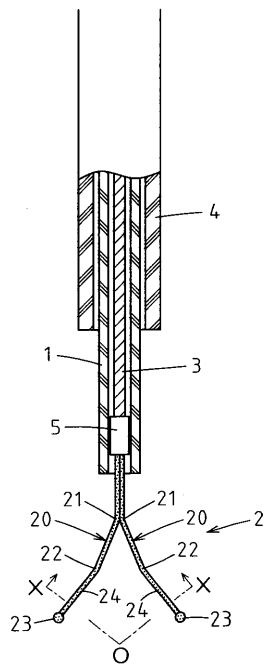
【 図 1 】



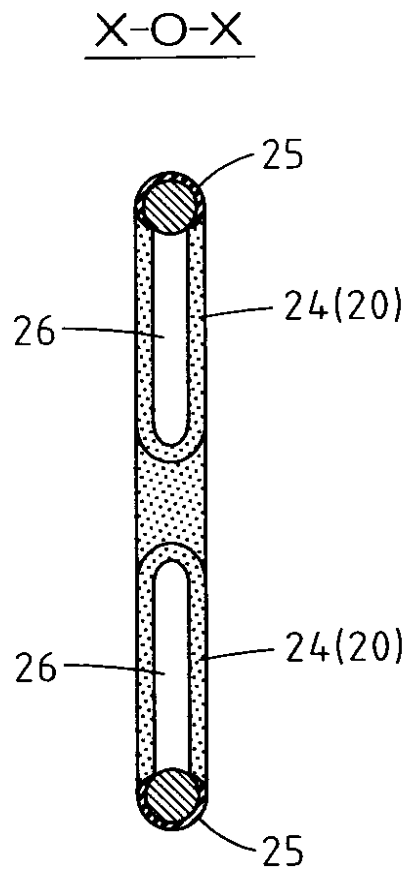
【 図 2 】



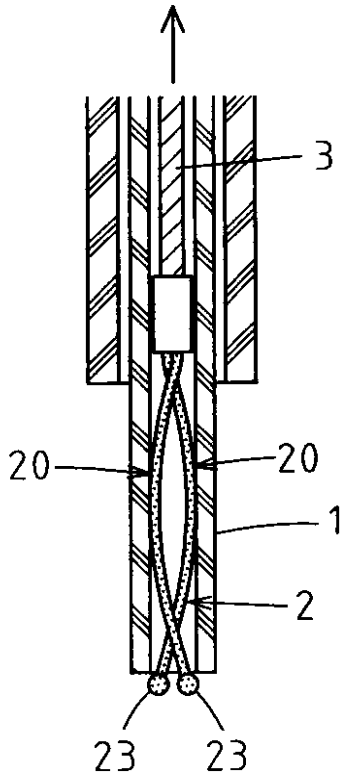
【 図 3 】



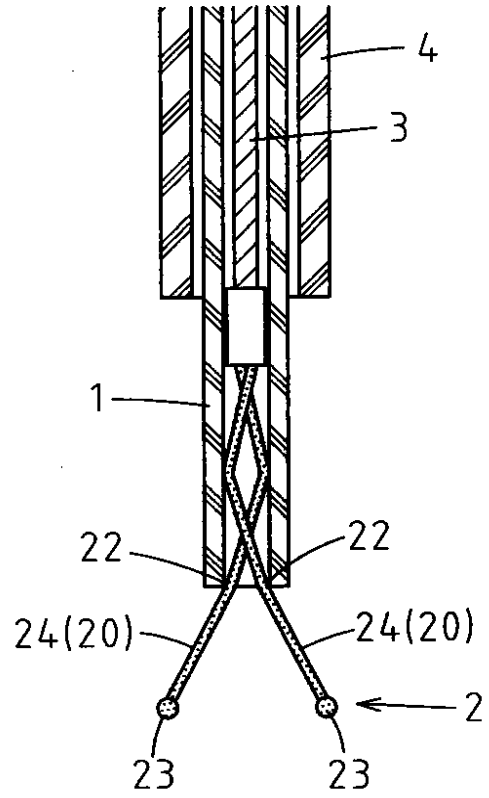
【 図 4 】



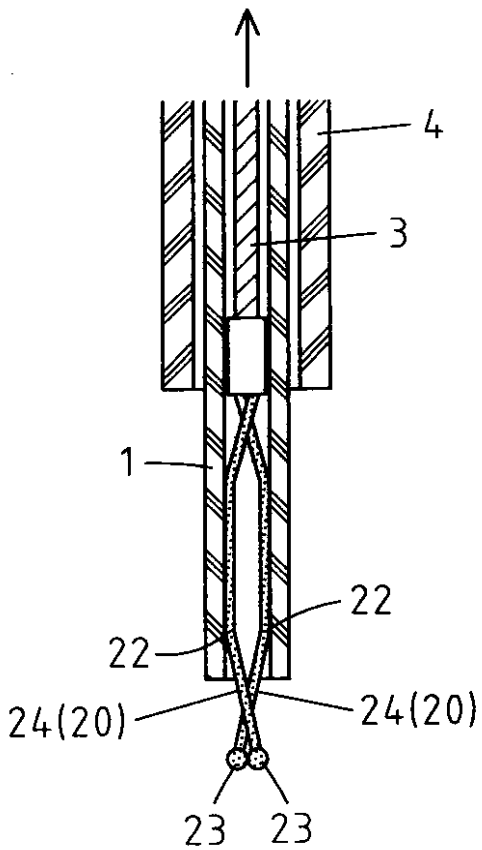
【 図 5 】



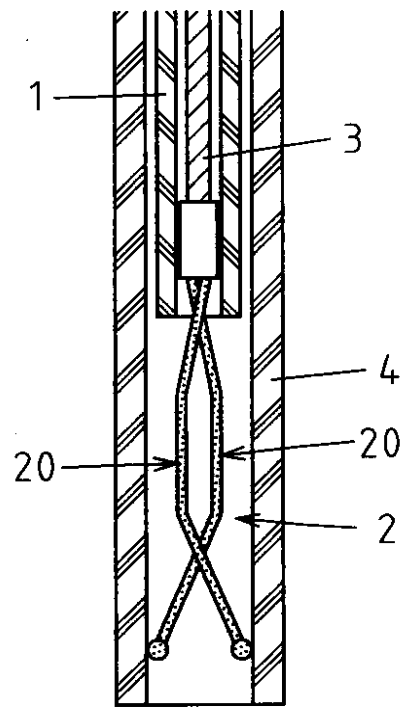
【 図 6 】



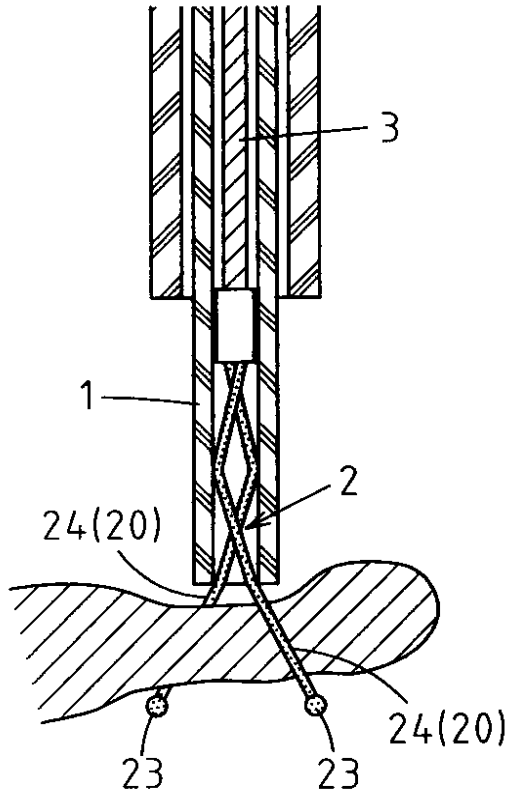
【 図 7 】



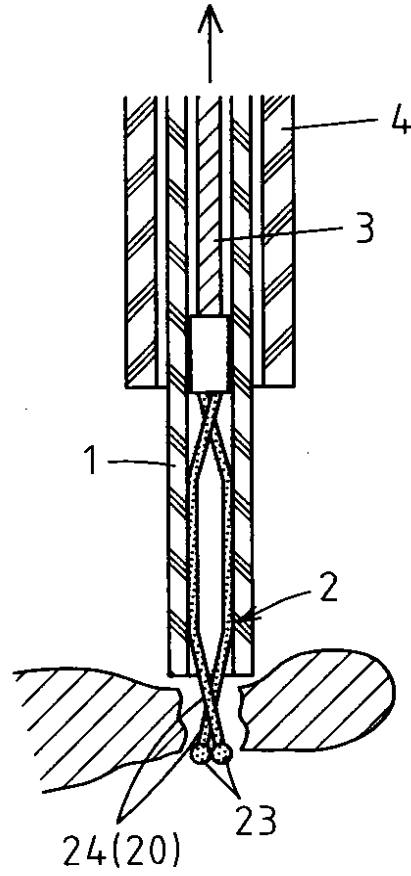
【 図 8 】



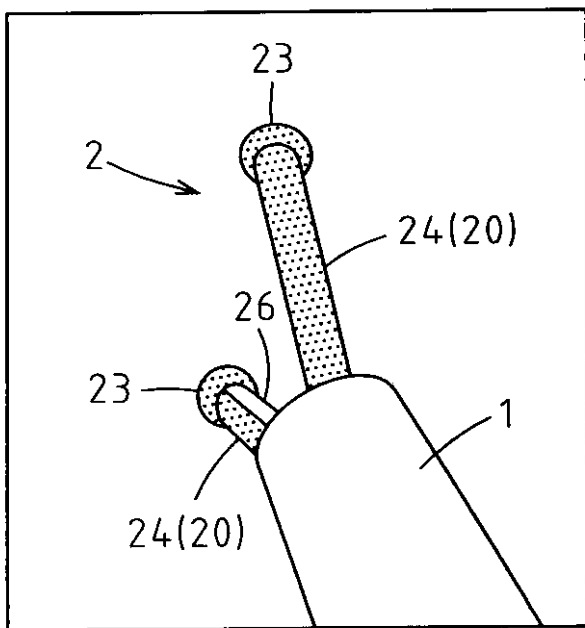
【 図 9 】



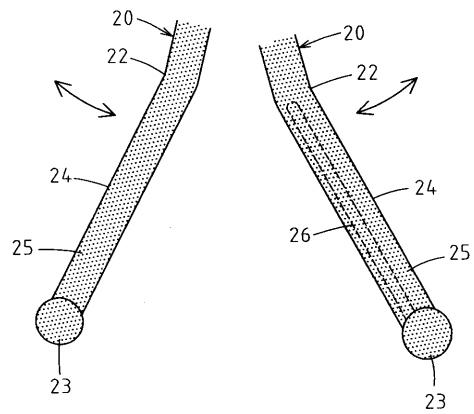
【 図 1 0 】



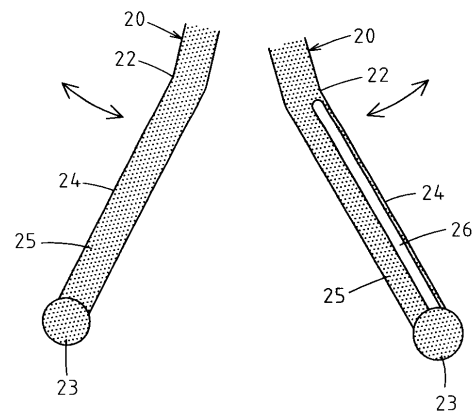
【 図 1 1 】



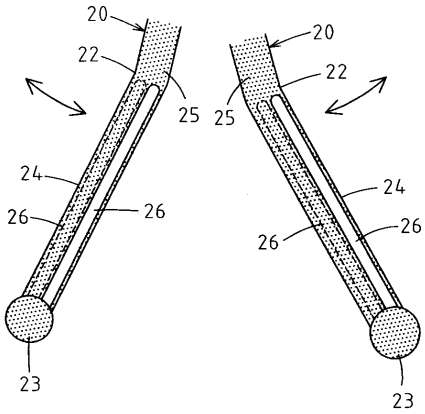
【 図 1 2 】



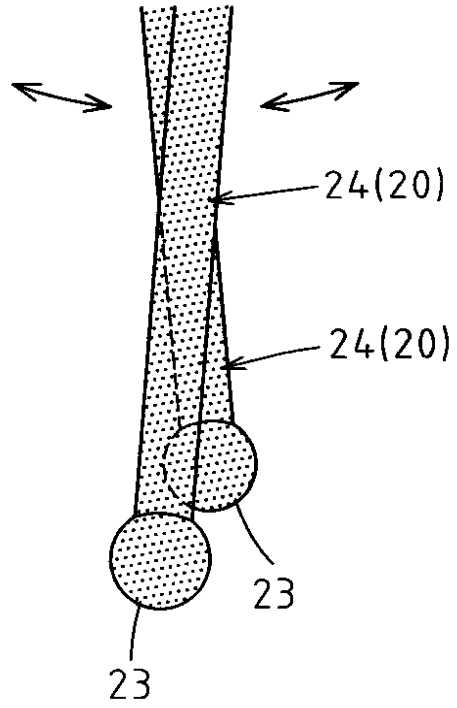
【 図 1 3 】



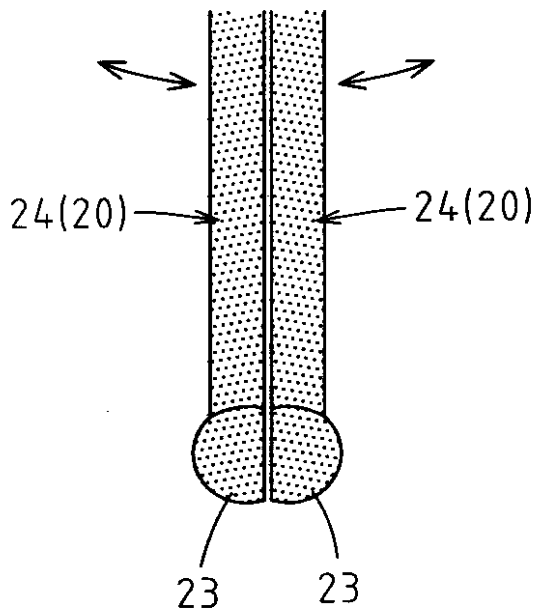
【図 14】



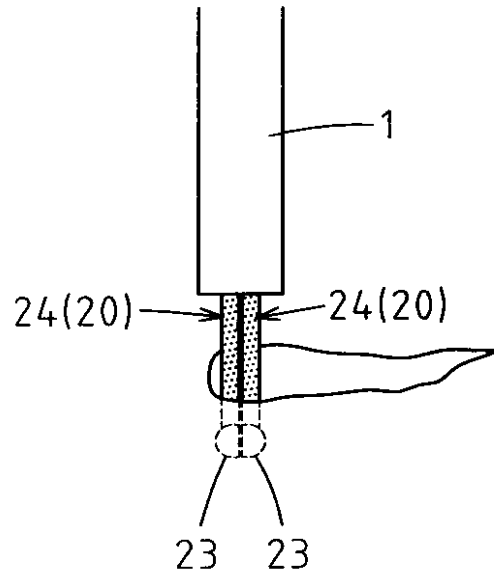
【図 15】



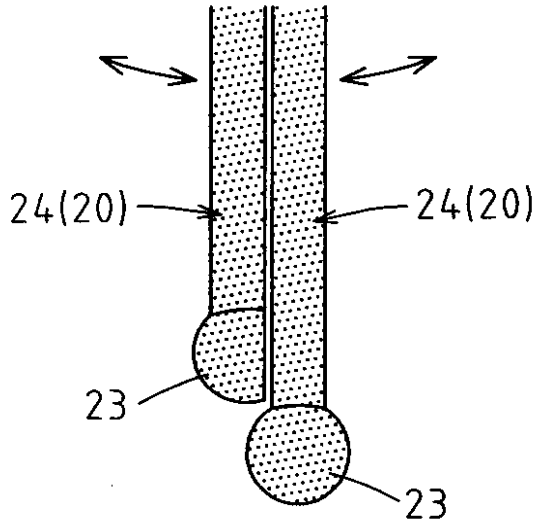
【図 16】



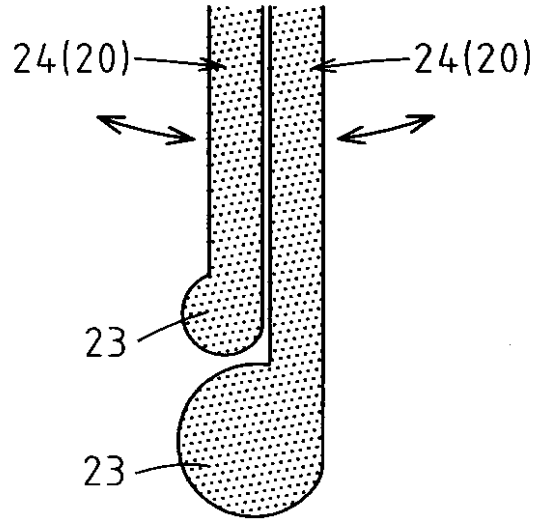
【図 17】



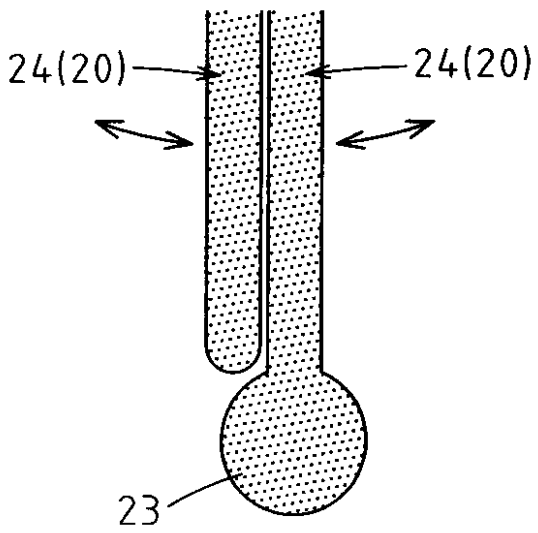
【図18】



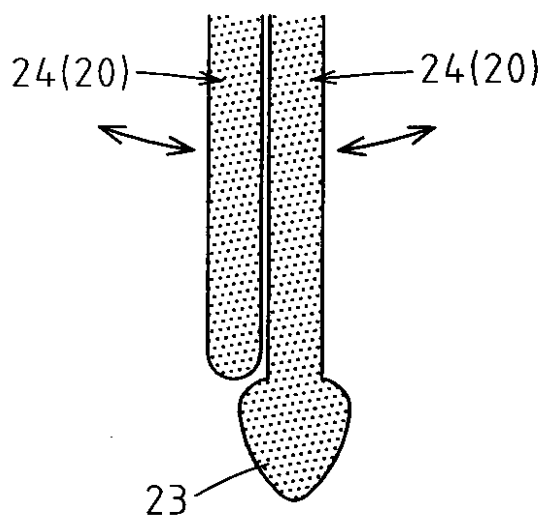
【図19】



【図20】

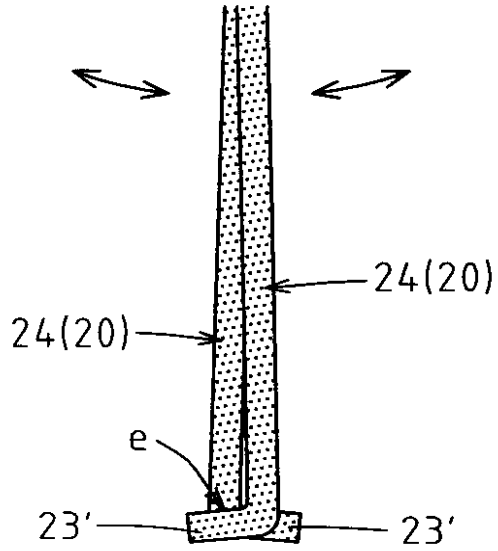


【図21】

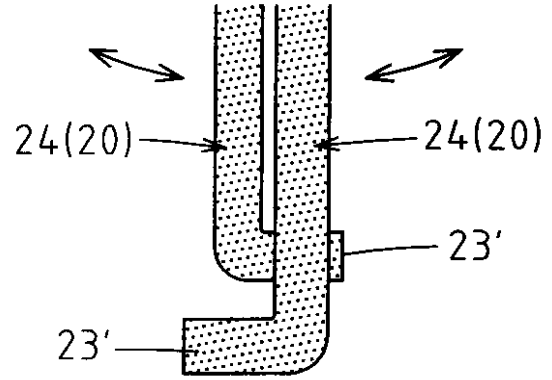




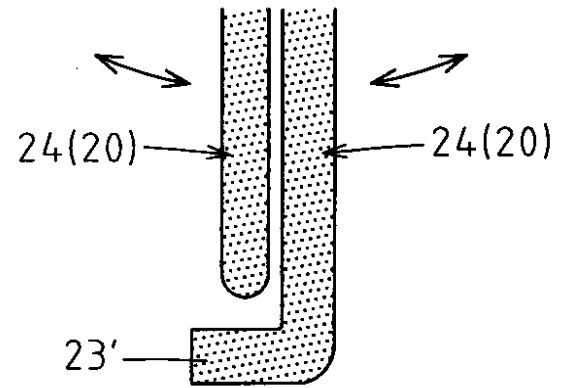
【図 2 2】



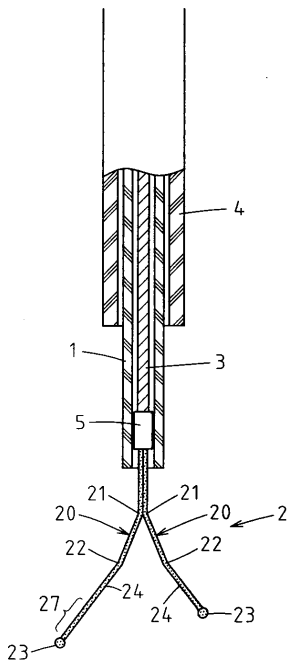
【図 2 3】



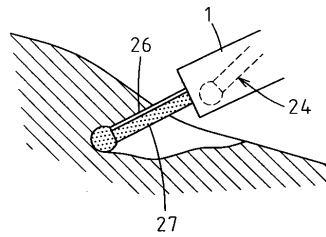
【図 2 4】



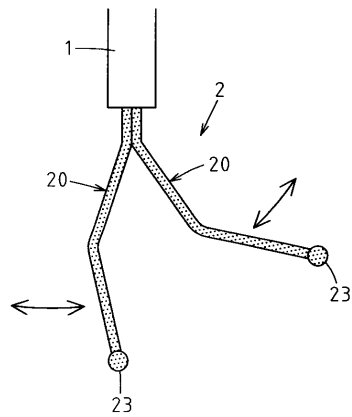
【図 2 5】



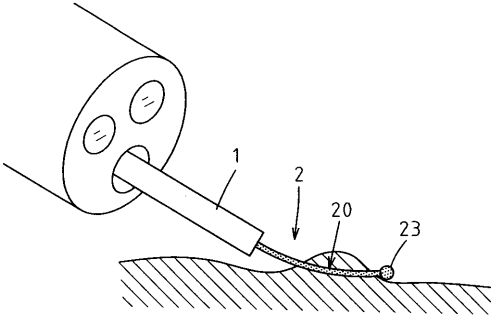
【図 2 6】



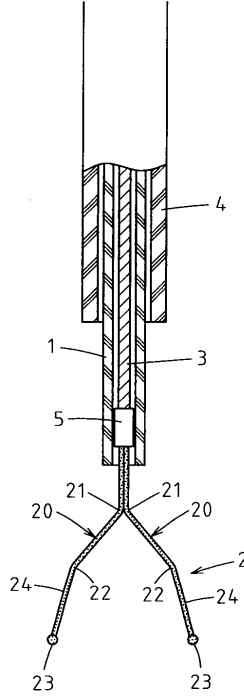
【図 2 7】



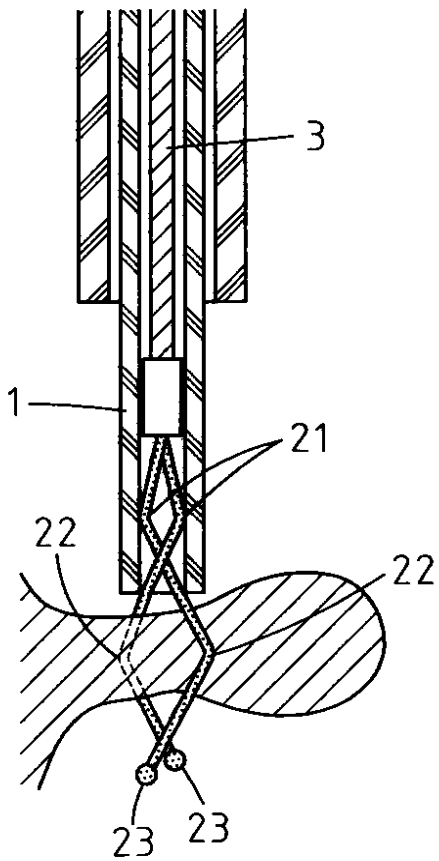
【 図 2 8 】



【 図 2 9 】



【 図 3 0 】



【 図 3 1 】

