

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5235709号
(P5235709)

(45) 発行日 平成25年7月10日(2013.7.10)

(24) 登録日 平成25年4月5日(2013.4.5)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-27948 (P2009-27948)
 (22) 出願日 平成21年2月10日(2009.2.10)
 (65) 公開番号 特開2010-183927 (P2010-183927A)
 (43) 公開日 平成22年8月26日(2010.8.26)
 審査請求日 平成23年10月18日(2011.10.18)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 杉田 憲幸
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 審査官 森林 宏和

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用高周波処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電気絶縁性の可撓性チューブの先端近傍領域の側面に、上記可撓性チューブの軸線と平行方向に一对の切れ目又は切り削ぎ部が略対称に形成され、それによって上記一对の切れ目又は切り削ぎ部で挟まれた領域に一对の分割片が形成され、

上記各分割片の前後両端付近に凹方向への折れ曲がり容易な凹折れ容易部が形成されて、上記各分割片の中間部分に凸方向への折れ曲がり容易な凸折れ容易部が形成され、

上記可撓性チューブ内に軸線方向に進退自在に挿通配置された導電線の先端に一对の電極ワイヤが連結されて、上記一对の電極ワイヤが上記可撓性チューブの先端から各々後方に曲げ戻されて上記各分割片の表面に沿って配置され、上記各電極ワイヤの先端が上記分割片に連結された構成を備え、

上記導電線が上記可撓性チューブの基端側から牽引操作されると、上記凹折れ容易部と上記凸折れ容易部が各々折れ曲がって、上記一对の分割片が各々上記可撓性チューブの側方に突出した状態になり、その突出面の少なくとも前面部分に上記電極ワイヤが沿った状態になることを特徴とする内視鏡用高周波処置具。

【請求項2】

上記一对の電極ワイヤが、少なくとも上記凸折れ容易部より前側の領域に配置されている請求項1記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項3】

上記一对の電極ワイヤが、上記凸折れ容易部より前側の領域と後側の領域とにまたがっ

10

20

て配置されている請求項 2 記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 4】

上記凹折れ容易部又は上記凸折れ容易部が、上記可撓性チューブの表面に周方向に形成された溝により折れ曲がり容易に形成されている請求項 1 ないし 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 5】

上記凹折れ容易部又は上記凸折れ容易部が、上記切れ目又は切り削ぎ部と位置を合わせて上記可撓性チューブに形成された孔により折れ曲がり容易に形成されている請求項 1 ないし 3 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 6】

上記可撓性チューブが、上記分割片より後方位置において前後に分割されて、そこで軸線周方向に回転自在に連結されている請求項 1 ないし 5 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 7】

上記導電線と上記一对の電極ワイヤとを連結する連結部材が設けられていて、上記連結部材が上記可撓性チューブの最先端部内に固定されている請求項 1 ないし 6 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【請求項 8】

上記導電線と上記一对の電極ワイヤとを連結する連結部材が上記可撓性チューブに対して軸線方向に進退自在に上記可撓性チューブの先端内に設けられていて、上記連結部材が前方に移動したときに当接するストッパが上記可撓性チューブの最先端部に固定的に設けられている請求項 1 ないし 6 のいずれかの項に記載の内視鏡用高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は内視鏡用高周波処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡の処置具挿通チャンネルに通されて体内組織の切開切除等を行うために用いられる内視鏡用高周波処置具としては、用途や手技等に応じて各種様々なものがあるが、大きな切除対象を押し切りする必要がある場合には、可撓性シースの先端に T 字状に側方に広がった細い電極を有する内視鏡用高周波処置具が用いられる（例えば、特許文献 1、2）

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2007 - 319437

【特許文献 2】特開 2007 - 319612

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

内視鏡用高周波処置具は、先端が T 字状に広がった形状のままでは内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通することができないので、処置具挿通チャンネルに挿脱する際には先端を窄まった状態にすることができ、しかも硬質部長が長くならないように構成する必要がある。

【0005】

そこで、特許文献 1 に記載された発明では、可撓性シースの先端に回転自在に配置された薄板状の処置電極を操作ワイヤで回転させる構成を採っている。しかし、そのような構成で処置電極が T 字状に大きく広がるようにすると、処置電極を窄ませた時に硬質部長が長くなってしまふことが避けられない。かと言って、硬質部長を短くすると、処置電極の

10

20

30

40

50

広がりが不十分なものになってしまう。

【0006】

特許文献2に記載された発明では、電極の広がりを大きくできるように、可撓性シースの先端から前方に突出して広がる一对の腕部の先端どうし間に、電極ワイヤを張り渡した構成を採っている。

【0007】

しかし、特許文献2に記載された発明では、電極ワイヤが対象物に強く押し付けられた時に対象物がスムーズに高周波切開（又は切除）されない場合等には、対象物に押し付けられた電極ワイヤが大きく変形してしまい、引き続いての使用に支障をきたす場合がある。

10

【0008】

本発明は、可撓性シースの先端で電極をT字状に大きく広げることができ、しかも電極が対象物に強く押し付けられても変形し難くて、大きな切除対象等であってもスムーズに押し切りすることができる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】

【0009】

上記の目的を達成するため、本発明の内視鏡用高周波処置具は、電気絶縁性の可撓性チューブの先端近傍領域の側面に、可撓性チューブの軸線と平行方向に一对の切れ目又は切り削ぎ部が略対称に形成され、それによって一对の切れ目又は切り削ぎ部で挟まれた領域に一对の分割片が形成され、各分割片の前後両端付近に凹方向への折れ曲がり容易な凹折れ容易部が形成されて、各分割片の中間部分に凸方向への折れ曲がり容易な凸折れ容易部が形成され、可撓性チューブ内に軸線方向に進退自在に挿通配置された導電線の先端に一对の電極ワイヤが連結されて、一对の電極ワイヤが可撓性チューブの先端から各々後方に曲げ戻されて各分割片の表面に沿って配置され、各電極ワイヤの先端が分割片に連結された構成を備え、導電線が可撓性チューブの基端側から牽引操作されると、凹折れ容易部と凸折れ容易部が各々折れ曲がって、一对の分割片が各々可撓性チューブの側方に突出した状態になり、その突出面の少なくとも前面部分に電極ワイヤが沿った状態になるようにしたものである。

20

【0010】

なお、一对の電極ワイヤが、少なくとも凸折れ容易部より前側の領域に配置されていればよく、一对の電極ワイヤが、凸折れ容易部より前側の領域と後側の領域とにまたがって配置されていてもよい。

30

【0011】

また、凹折れ容易部又は凸折れ容易部が、可撓性チューブの表面に周方向に形成された溝により折れ曲がり容易に形成されていてもよく、凹折れ容易部又は凸折れ容易部が、切れ目又は切り削ぎ部と位置を合わせて可撓性チューブに形成された孔により折れ曲がり容易に形成されていてもよい。

【0012】

また、可撓性チューブが、分割片より後方位置において前後に分割されて、そこで軸線周方向に回転自在に連結されていてもよく、導電線と一对の電極ワイヤとを連結する連結部材が設けられていて、連結部材が可撓性チューブの最先端部内に固定されていてもよい。

40

【0013】

或いは、導電線と一对の電極ワイヤとを連結する連結部材が可撓性チューブに対して軸線方向に進退自在に可撓性チューブの先端内に設けられていて、連結部材が前方に移動したときに当接するストッパが可撓性チューブの最先端部に固定的に設けられていてもよい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、導電線が可撓性チューブの基端側から牽引操作されると、凹折れ容易

50

部と凸折れ容易部が各々折れ曲がって、一对の分割片が各々可撓性チューブの側方に突出した状態になり、その突出面の少なくとも前面部分に電極ワイヤが沿った状態になるので、可撓性シースの先端で電極をT字状に大きく広げることができ、しかも電極が対象物に強く押し付けられても変形し難くて、大きな切除対象等であってもスムーズに押し切りすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の斜視図である。

【図2】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が真っ直ぐな状態の斜視図である。

【図3】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が真っ直ぐな状態の平面図である。

【図4】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が真っ直ぐな状態の平面断面図である。

【図5】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の図4におけるV-V断面図である。

【図6】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の図4におけるV-V断面の変形例を示す断面図である。

【図7】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の図4におけるV-V断面の他の変形例を示す断面図である。

【図8】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の平面断面図である。

【図9】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の平面図である。

【図10】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の全体構成図である。

【図11】本発明の第1の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の使用状態を示す略示図である。

【図12】本発明の第2の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の平面図である。

【図13】本発明の第3の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の平面図である。

【図14】本発明の第3の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が真っ直ぐな状態の平面断面図である。

【図15】本発明の第4の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の平面断面図である。

【図16】本発明の第4の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が真っ直ぐな状態の部分分解斜視図である。

【図17】本発明の第5の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が真っ直ぐな状態の平面断面図である。

【図18】本発明の第5の実施例に係る内視鏡用高周波処置具において可撓性チューブの先端部分が広がった状態の平面断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

図2は内視鏡用高周波処置具の先端部分の斜視図、図3は平面図、図4は平面断面図である。

【0017】

1は、図示されていない内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿脱される電気絶縁性の可撓性チューブ（可撓性シース）である。可撓性チューブ1は、例えば四フッ化エチレン樹脂

10

20

30

40

50

チューブ等で形成されていて、その直径は例えば2 mm程度、長さは0.5 ~ 2 m程度である。

【0018】

可撓性チューブ1の先端近傍領域の側面には、可撓性チューブ1の軸線と平行方向に一对の切れ目2が形成されている。一对の切れ目2は、図4におけるV-V断面を図示する図5に示されるように、可撓性チューブ1の中心を基準にして略180°対称位置に同じ長さだけ形成されている。

【0019】

なお、切れ目2に代えて、可撓性チューブ1をある程度切り削いだ形状に形成してもよい。図6及び図7は、そのような切り削ぎ部2が形成された場合のV-V断面図である。また、その他の断面形状に形成しても差し支えない。

10

【0020】

図2~図4に戻って、各切れ目2の先端は、可撓性チューブ1の先端位置までは達していないが可撓性チューブ1の先端の近傍(例えば可撓性チューブ1の最先端から1~3 mm程度離れた位置)にある。

【0021】

可撓性チューブ1の先端近傍部分には、可撓性チューブ1が一对の切れ目2で半周分ずつに分断されたことにより、一对の切れ目2で挟まれた領域に一对の分割片3が略180°対称位置に形成されている。この実施例では、各分割片3の断面形状が略半円形になっている。

20

【0022】

そのような各分割片3の前後両端部付近には、凹方向への折れ曲がり容易部4,5が形成されている。この実施例の凹折れ容易部4,5は、各切れ目2の前後両端と位置を合わせて可撓性チューブ1に形成された丸孔6により形成されていて、可撓性チューブ1の180°対称位置に形成された二つの丸孔6の間の領域が凹折れ容易部4,5になっている。

【0023】

なお、切れ目2に代えて切り削ぎ部2が可撓性チューブ1に形成されている場合には、丸孔6が各切り削ぎ部2の前後両端と位置を合わせて形成される。また、丸孔6に代えて可撓性チューブ1の表面に周方向に溝を形成することで凹折れ容易部4,5を形成してもよい。

30

【0024】

各分割片3の中間部分には、凸方向への折れ曲がり容易部7が形成されている。この実施例では、可撓性チューブ1の表面に周方向に形成された溝により凸折れ容易部7が形成されている。ただし、切れ目2と交わる位置に孔を形成することで凸折れ容易部7を形成してもよい。

【0025】

そのようにして中間部分に凸折れ容易部7が形成された分割片3のうち、凸折れ容易部7より前側の部分を先寄り部分3a、後側の部分を後寄り部分3bというものとする。なお、この実施例では凸折れ容易部7が分割片3の長手方向の中間位置よりやや前側位置に形成されているが、本発明はそれに限定されるものではない。

40

【0026】

図4に示されるように、可撓性チューブ1内には軸線方向に進退自在に導電線8が全長にわたって挿通配置されている。そして、導電線8の先端に一对の電極ワイヤ9が連結されて、その一对の電極ワイヤ9が可撓性チューブ1の最先端部から可撓性チューブ1外に延出している。10は、導電線8と電極ワイヤ9とを連結する筒状の連結部材であり、可撓性チューブ1の最先端部内に固定されている。

【0027】

そして、一对の電極ワイヤ9は、可撓性チューブ1の最先端部分で各々後方に曲げ戻されて可撓性チューブ1の表面に沿って配置され、各電極ワイヤ9の先端が分割片3の中間

50

部分（例えば、凸折れ容易部 7 の前側に隣接する位置）に固定的に連結されている。

【 0 0 2 8 】

具体的には、各電極ワイヤ 9 の先端が、分割片 3 を形成している可撓性チューブ 1 の側壁に形成された透孔から可撓性チューブ 1 内に差し込まれ、可撓性チューブ 1 内で前方に折り返されてそこに固着されている。

【 0 0 2 9 】

図 8 は、導電線 8 が基端側から牽引操作された状態を示す平面断面図であり、図 9 はその平面図、図 1 は斜視図である。導電線 8 が可撓性チューブ 1 の基端側から牽引操作されると、凹折れ容易部 4 , 5 と凸折れ容易部 7 が各々折れ曲がる。

【 0 0 3 0 】

その結果、一对の分割片 3 が、各々凸折れ容易部 7 を突端として可撓性チューブ 1 の前方に略三角形に突出した状態になり、その突出面の前面部分に各電極ワイヤ 9 が沿った状態になる。

【 0 0 3 1 】

電極ワイヤ 9 が分割片 3 の先寄り部分 3 a 部分のみに沿って配置されているこの実施例では、広げられて前方を向いた先寄り部分 3 a の前面のみに沿って電極ワイヤ 9 が配された状態になる。

【 0 0 3 2 】

その結果、可撓性チューブ 1 の先端で電極ワイヤ 9 を T 字状に大きく広げることができ、電極ワイヤ 9 に高周波電流を通電しながら可撓性チューブ 1 を前方に押し進めることにより、電極ワイヤ 9 で生体組織を高周波焼灼して切開、切除することができる。

【 0 0 3 3 】

そして、前方を向いた分割片 3 の先寄り部分 3 a の前面に沿って配された電極ワイヤ 9 は、切開、切除等の対象物に強く押し付けられても変形し難いので、大きな切除対象等であってもスムーズに押し切りすることができる。そして、切開、切除等の処置が終了したら、導電線 8 を基端側から押し込み操作することにより、可撓性チューブ 1 の先端部分が図 2 ~ 図 4 に示される真っ直ぐな状態に戻される。

【 0 0 3 4 】

図 10 は、内視鏡用高周波処置具の全体構成を示している。可撓性チューブ 1 の基端に連結された操作部 20 には、導電線 8 を軸線方向に進退操作するためのスライダ 21 が配置され、図示されていない高周波電源コードを接続するための接続端子 22 がスライダ 21 に取り付けられている。このような操作部 20 は公知である。

【 0 0 3 5 】

その結果、矢印 A で示されるようにスライダ 21 で導電線 8 を押し引き操作することにより、矢印 B で示されるように可撓性チューブ 1 の先端部分を広がった状態と真っ直ぐな状態とに切り換えることができ、導電線 8 を経由して電極ワイヤ 9 に高周波電流を通電することができる。

【 0 0 3 6 】

このように構成された内視鏡用高周波処置具は、使用に際して、内視鏡の処置具挿通チャンネルに挿通される時は図 2 ~ 図 4 に示されるように可撓性チューブ 1 の先端部分を真っ直ぐな状態にしておき、可撓性チューブ 1 の先端部分が体内に導かれたら、導電線 8 を操作部 20 側から牽引操作して可撓性チューブ 1 の先端部分を広がった状態にする。

【 0 0 3 7 】

そして、例えば図 11 に示されるように、予め内視鏡用高周波ナイフ等で粘膜切開された部分に残されている筋層 100 等に電極ワイヤ 9 を押し当てて、容易かつ安全に筋層 100 等の高周波切除を行うことができる。

【 0 0 3 8 】

図 12 は、本発明の第 2 の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、分割片 3 の先寄り部分 3 a の長さを後寄り部分 3 b の長さより長く形成したものである。その他の構成は前述の第 1 の実施例と同じである。

10

20

30

40

50

【0039】

このように構成すると、電極ワイヤ9が沿う先寄り部分3aが広がった際に、可撓性チューブ1の先端から斜め後方に後退した三角形状になるが、その形状設定は使用部位や用途に応じて適宜選択すればよく、先寄り部分3aと後寄り部分3bとを同長に形成してもよい。

【0040】

図13は、本発明の第3の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、一对の電極ワイヤ9を各分割片3の先寄り部分3aの表面と後寄り部分3bの表面とにまたがって配置したものであり、他の部分の構成は第1の実施例と同じである。

【0041】

平面断面図である図14に示されるように、電極ワイヤ9は、凸折れ容易部7部分では可撓性チューブ1内を通過する状態に配置されて、電極ワイヤ9の端部が分割片3の後寄り部分3bの後端近傍に固定的に連結されている。

【0042】

このように構成することにより、体内組織を押し切るだけでなく引き切ることもできるようになる。なお、本発明において、電極ワイヤ9は少なくとも分割片3の先寄り部分3aに沿って配置されていけばよい。

【0043】

図15は、本発明の第4の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、可撓性チューブ1を分割片3より後方位置において、先側チューブ1aと後側チューブ1bの二つに前後に分割して、回転継手13により先側チューブ1aと後側チューブ1bを軸線周り方向に回転自在に連結したものである。その他の構成は第1の実施例と同じである。

【0044】

回転継手13は、その部分の分解斜視図である図16にも示されるように、先側チューブ1aの端部に固着された前側筒体13aと後側チューブ1bの端部に固着された後側筒体13bとが回転自在に連結されて構成されており、組み付け時に後側筒体13b内に通される前側筒体13a側の部分には、その部分を窄めることができるように複数のスリット14が形成されている。

【0045】

なお、操作部20と可撓性チューブ1とは、可撓性チューブ1の軸線周り方向に回転自在に連結されており、可撓性チューブ1を保持して操作部20全体を回転操作すれば、導電線8が可撓性チューブ1内で軸線周り方向に回転する。

【0046】

このような構成により、操作部20側で可撓性チューブ1に対して導電線8を軸線周り方向に回転させると、先側チューブ1aが後側チューブ1bに対して軸線周り方向に回転して、T字状に広げられた電極ワイヤ9の向きを任意に制御することができる。

【0047】

図17は本発明の第5の実施例に係る内視鏡用高周波処置具の先端部分を示しており、導電線8と一对の電極ワイヤ9とを連結する連結部材10が可撓性チューブ1の先端内に軸線方向に進退自在に設けられている。

【0048】

そして、連結部材10が当接する筒状のストッパ11が可撓性チューブ1の最先端部に固定的に設けられ、一对の電極ワイヤ9がストッパ11内を軸線方向に進退自在に通過している。その他の部分の構成は第1の実施例と同じである。

【0049】

このように構成すると、導電線8が操作部20側から牽引操作された時に、図18に示されるように各電極ワイヤ9が弛まずに真っ直ぐな状態になるので、切開、切除処置を行い易くなる場合がある。そして、導電線8を操作部20側から押し込み操作すると、連結部材10がストッパ11に当接し、その結果、可撓性チューブ1の先端が前方に押し進め

10

20

30

40

50

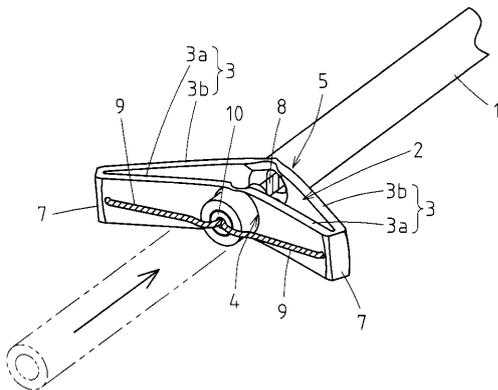
られて分割片3全体が真っ直ぐの状態になる。

【符号の説明】

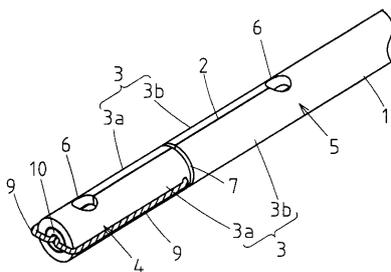
【0050】

- 1 可撓性チューブ
- 1 a 先側チューブ
- 1 b 後側チューブ
- 2 切れ目
- 2 切り削ぎ部
- 3 分割片
- 3 a 先寄り部分
- 3 b 後寄り部分
- 4, 5 凹折れ容易部
- 6 丸孔
- 7 凸折れ容易部
- 8 導電線
- 9 電極ワイヤ
- 10 連結部材
- 11 ストップパ
- 20 操作部

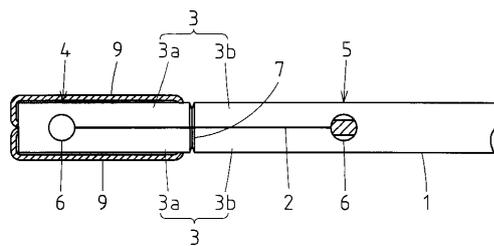
【図1】



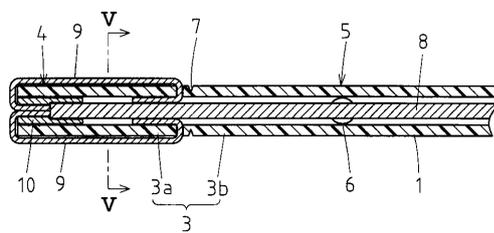
【図2】



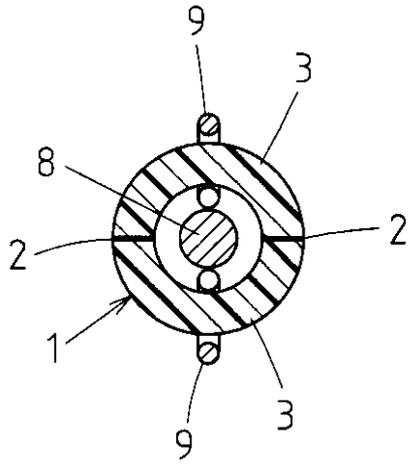
【図3】



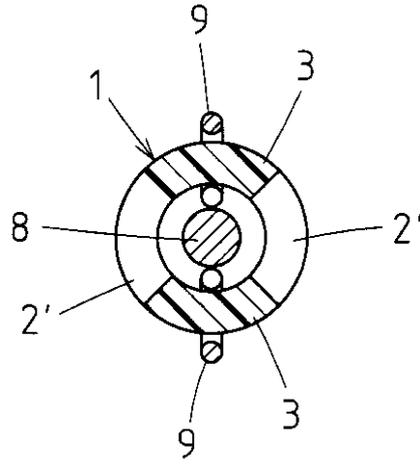
【図4】



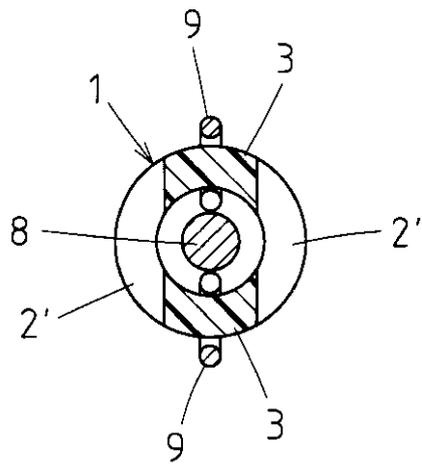
【図5】



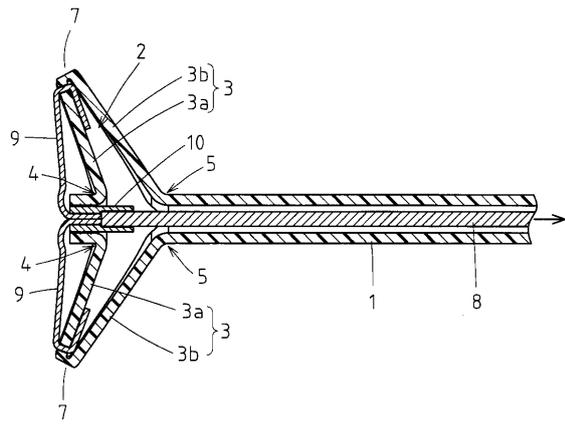
【図6】



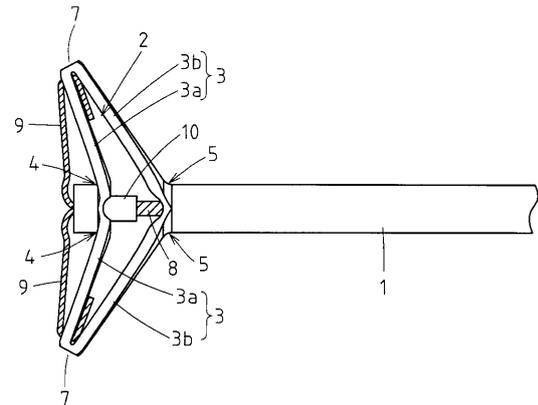
【図7】



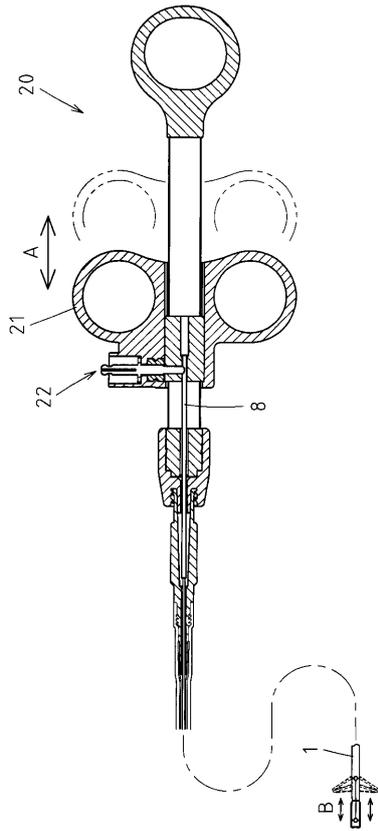
【図8】



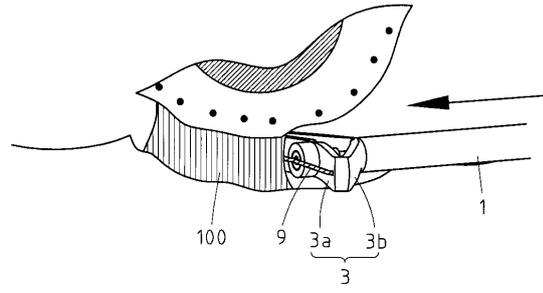
【図9】



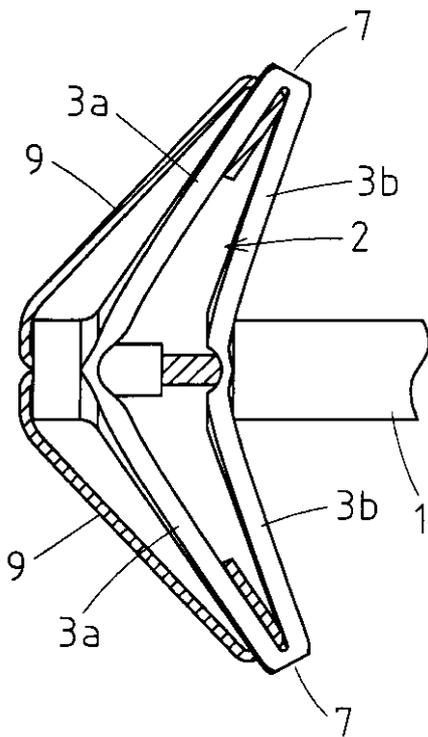
【図10】



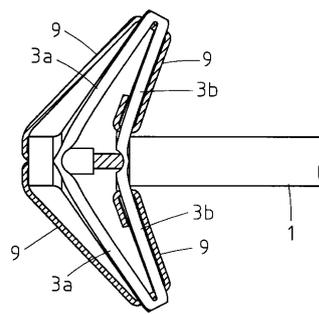
【図11】



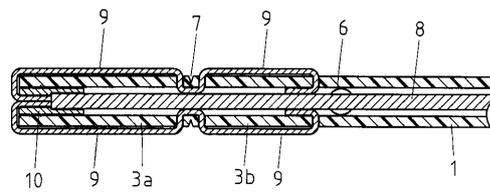
【図12】



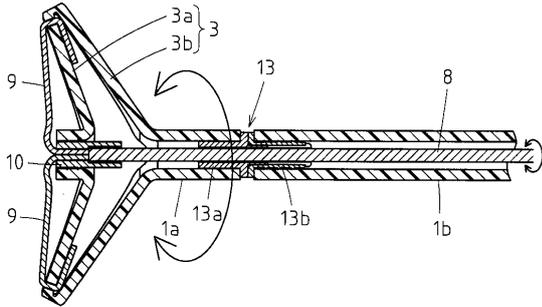
【図13】



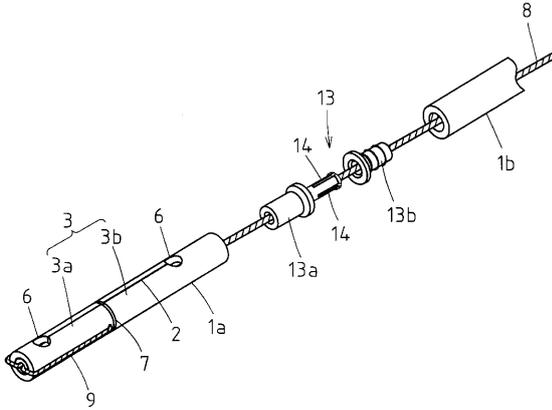
【図14】



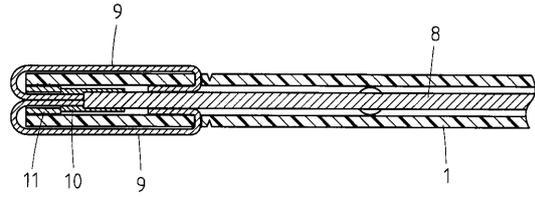
【 15 】



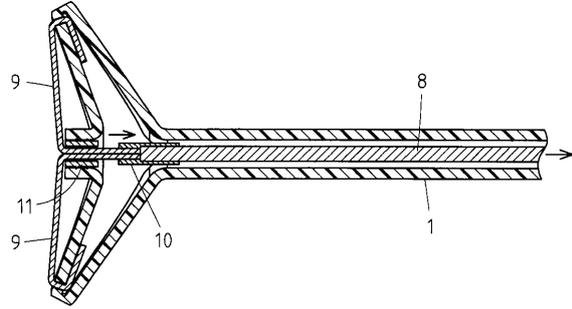
【 16 】



【 17 】



【 18 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-319437(JP,A)
特開2007-319612(JP,A)
特開2006-95295(JP,A)
特開平10-118075(JP,A)
特開2003-24346(JP,A)
特開2008-295905(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 13/00 - 18/28