

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2007年8月30日 (30.08.2007)

PCT

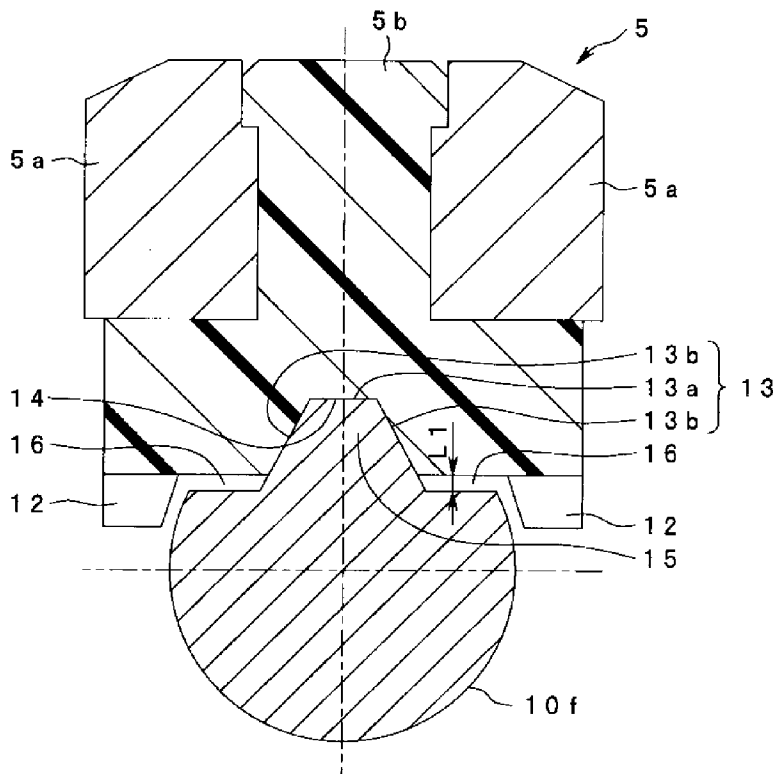
(10) 国際公開番号
WO 2007/097330 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2007/053087
- (22) 国際出願日: 2007年2月20日 (20.02.2007)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
11/359535 2006年2月22日 (22.02.2006) US
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパスメディカルシステムズ株式会社 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 市橋 博司 (ICHIHASHI, Hiroshi) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番2号オリンパスメディカルシステムズ株式会社内 Tokyo (JP). 酒井 涼次 (SAKAI, Ryoji). 井本 克 (IMOTO, Masaru). 押田 正美 (OSHIDA, Masami). 佐々木 勝巳 (SASAKI, Katsumi).
- (74) 代理人: 伊藤 進 (ITOH, Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目4番4号 武蔵ビル Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, 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, LV, LY, MA, MD,

[続葉有]

(54) Title: COAGULATION INCISION APPARATUS

(54) 発明の名称: 凝固切開装置



(57) Abstract: This invention provides a coagulation incision apparatus comprising a transfer member for transferring energy for treating a body tissue to the body tissue, a wrapper pipe, into which the transfer member is inserted, and a holding part, supported rotatably to the front end of the wrapper pipe, for holding the body tissue between the holding part and the transfer member. In a face in which the transfer member is opposed to the holding part, a contact part and a non-contact part are provided. In the contact part, when the holding part is rotated to the transfer member side for closing, the transfer member and the holding part are brought into contact with each other over a predetermined length to incise the body tissue held between the transfer member and the holding part. The noncontact part is provided for coagulating the body tissue on both sides of the axis of the direction of the predetermined length in the contact part while providing a predetermined space between the transfer member and the holding part so that the transfer member and the holding part do not come into

contact with each other.

(57) 要約: この発明の凝固切開装置は、生体組織を処置するためのエネルギーを前記生体組織に対して伝達する伝達部材と、前記伝達部材が挿通される外套管と、前

[続葉有]

WO 2007/097330 A1



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, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US,
UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

IS, IT, LT, LU, LV, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),
OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML,
MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE,

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

記伝達部材に対して前記外套管の先端部に回動自在に支持され、前記伝達部材との間に前記生体組織を把持する把持部と、を有し、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において、前記把持部が前記伝達部材側に回動して閉じた場合に、前記伝達部材と前記把持部とが所定の長さにならって接触して前記伝達部材と前記把持部との間に把持された前記生体組織を切開するための接触部と、この接触部の前記所定の長さ方向の軸の両側に前記伝達部材と前記把持部とが接触しないように所定の間隔を有して前記生体組織を凝固するための非接触部と、を有している。

明 細 書

凝固切開装置

技術分野

[0001] 本発明は、凝固切開装置に係り、詳しくは超音波プローブとジョーとの間で生体組織を把持しながら超音波を利用して生体組織の切開、切除、あるいは凝固等の処置を行う凝固切開装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、体腔内に細長の内視鏡を挿入することにより、体腔内臓器などを観察したり、必要に応じて内視鏡観察下にて各種治療処理が行われたりしている。

[0003] 前記内視鏡観察下にて治療処置を行う方法のひとつとして、凝固切開装置を用いながら治療処置を行うことが知られている。このような凝固切開装置は、生体に対して処置を行うエネルギーが例えば超音波である場合には、超音波プローブとジョーとの間で生体組織を把持しながら超音波を利用して生体組織を切開、切除、あるいは凝固等の処置を行えるようになっている。

[0004] 一般に、このような凝固切開装置には、挿入部外套管の基端部に手元側の操作部が連結され、この操作部に超音波振動を発生する超音波振動子が配設されるとともに、挿入部外套管の先端部に生体組織を処理するための処置部が配設されている。

[0005] また、挿入部外套管の内部には、超音波振動子からの超音波振動を処置部側の超音波プローブに伝達する振動伝達部材が挿通されている。この振動伝達部材の基端部は、超音波振動子に接続されている。さらに、処置部には、超音波プローブに対峙して回動自在に支持されるジョーが配設されている。

[0006] また、操作部には、ジョーを超音波プローブに対して開閉操作する操作ハンドルが配設されている。さらに、挿入部外套管の内部には、ジョーの操作ロッドが軸方向に進退可能に挿入されている。

[0007] そして、凝固切開装置は、操作ハンドルの操作にともない操作ロッドが軸方向に進退され、この操作ロッドの進退動作に連動して処置部のジョーを超音波プローブに対

して開閉操作し、ジョーの閉操作にともない超音波プローブとジョーとの間で生体組織を把持するようになっている。続いて、凝固切開装置は、この状態で、超音波振動子からの超音波振動を振動伝達部材を介して処置部側の超音波プローブに伝達させることにより、機械的振動の摩擦熱で生体組織を出血しないように凝固させながら組織、血管等の切開、切除、あるいは凝固等の処置を行うようになっている。

[0008] この種の凝固切開装置においては、生体組織の切開、切除、あるいは凝固等の処置を効率よく行うために、従来から数多くの提案がなされている。

[0009] 例えば、日本国特許特開2002-224133号公報には、生体組織を把持する振動伝達部材の処置部とジョーの把持部とが、ジョーを閉じた場合に互いに均一に接触するような形状に構成することにより、安定した凝固切開能力を発揮させるようにした超音波処置装置に関する技術が開示されている。

[0010] また、例えば、米国特許第5,322,055号明細書には、振動部材の先端部に形成されたブレード(プローブ)にナイフ状の切開部と、略円弧状の断面形状の凝固面とを設け、ジョーに対してブレードの切開部を対向配置させた状態と、凝固面を対向配置させた状態とを切り替え可能にした構成の装置に関する技術が開示されている。

[0011] ここで、この従来の装置は、ジョーに対してブレードの切開部を対向配置させた状態にセットした場合には生体組織の把持部位における切開作用が強くなるようになっている。さらに、この従来の装置は、ジョーに対してブレードの凝固面を対向配置させた状態にセットした場合には生体組織の把持部位における凝固作用が強くなるようになっている。

[0012] また、例えば、日本国特許特開平8-275951号公報には、ジョー側に生体組織との接触面積が広い凝固面と、生体組織との接触面積が狭い切開部とを設け、ブレードに対してジョーの切開部を対向配置させた状態と、凝固面に対向配置させた状態とを切り替え可能にした構成した装置に関する技術が開示されている。

[0013] そして、この技術の場合、従来の装置は、ブレードに対してジョーの切開部を対向配置させた状態では生体組織の把持部位における切開作用が強くなり、ブレードに対してジョーの凝固面を対向配置させた状態では生体組織の把持部位における凝固作用が強くなるようになっている。

- [0014] さらに、例えば、日本国特許特開2000-254138号公報には、プローブとの間に生体組織を把持する把持部材が振動伝達部材に閉操作された際に、この把持部材と振動伝達部材との間に把持される被処置部を凝固する非接触部を把持部材と前記プローブとの対向面の少なくとも一部分に設けて構成した超音波処置装置に関する技術が開示されている。
- [0015] 従来の超音波処置装置において、生体組織を把持するプローブの処置部と、ジョーユニットの把持部材は、ジョーユニットを閉じたときに、お互いに均一に接触するような形状となっている。そのため、このような、超音波処置装置を血管などの体内組織に使用した場合、一度の操作で血管などの凝固と切開を同時に行える。
- [0016] しかしながら、凝固できる血管などの体内組織の径には、限界があり、一般には3mm程度で最大5mm程度とされている。また、処置を行う体内組織の径が太ければ太いほど、超音波発信の出力を低く抑え、十分に時間をかけて体内組織を凝固させる必要があり、効率よく治療を行うことが難しいという問題がある。
- [0017] また、従来の超音波処置装置は、組織の凝固と切開の作業ごとに、ブレード、又は把持部材をセットしなおす必要があり、効率よく治療を行うことが難しいという問題もある。
- [0018] さらに、従来の超音波処置装置は、組織に接触する接触部に対して、非接触部が一部分にしか設置されないため、非接触部が設置されている部位では十分な組織の凝固が得られるが、接触部に対して、非接触部が設置されていない側においては十分な組織の凝固が得られない。そのため、体内組織である血管の切開に従来の超音波処置装置を使用した場合、血管の切開後に、非接触部側の血管は十分に凝固して、止血性が高まるが、非接触部のない側においては、十分に凝固せず、止血性が低下する場合がある。
- [0019] そこで、本発明は、上述の事情に鑑みて成されたものであって、その目的とするところは、簡単な構成で、より径の太い血管などの体内組織の凝固が行え、且つ凝固と切開が短時間で効率よく行うことのできる超音波処置装置を提供することにある。

発明の開示

課題を解決するための手段

[0020] 上記目的を達成すべく、本発明の凝固切開装置は、生体組織を処置するためのエネルギーを前記生体組織に対して伝達する伝達部材と、前記伝達部材が挿通される外套管と、前記伝達部材に対して前記外套管の先端部に回動自在に支持され、前記伝達部材との間に前記生体組織を把持する把持部と、を有し、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において、前記把持部が前記伝達部材側に回動して閉じた場合に、前記伝達部材と前記把持部とが所定の長さにわたって接触して前記伝達部材と前記把持部との間に把持された前記生体組織を切開するための接触部と、この接触部の前記所定の長さ方向の軸の両側に前記伝達部材と前記把持部とが接触しないように所定の間隔を有して前記生体組織を凝固するための非接触部と、を有している。

図面の簡単な説明

- [0021] [図1]本発明の第1の実施の形態に係る凝固切開装置全体の組み立て状態の側面図。
- [図2]同、図1の凝固切開装置内に組み込まれたプローブユニットの構成を示す側面図。
- [図3]同、非対称形状の処置部を有する振動伝達部材の概略構成を示す上面図。
- [図4]同、図3の処置部の断面図。
- [図5]同、第1の実施の形態に用いられる対称形状の処置部を有する振動伝達部材の構成を示す上面図。
- [図6]同、図5の処置部の断面図。
- [図7]同、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図。
- [図8]同、ジョーユニットが開状態である場合の先端処置部の構成を示す縦断面図。
- [図9]同、図7のA-A線断面図。
- [図10]同、先端処置部の変形例1の構成を示す断面図。
- [図11]同、先端処置部の変形例2の構成を示す断面図。
- [図12]同、先端処置部の変形例3の構成を示す断面図。
- [図13]同、先端処置部の変形例4の構成を示す断面図。
- [図14]同、第2の実施の形態に係り、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置

部の構成を示す側面図。

[図15]同、図14のA-A線断面図。

[図16]同、先端処置部の変形例1の構成を示す断面図。

[図17]同、第3の実施の形態に係り、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図。

[図18]同、図17のA-A線断面図。

[図19]同、第4の実施の形態に係り、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図。

[図20]同、振動伝達部材の処置部の構成を示す断面図。

[図21]同、ジョーユニットの構成を示す断面図。

[図22]同、図19のA-A線断面図。

[図23]同、先端処置部の変形例1の構成を示す断面図。

[図24]同、先端処置部の変形例2の構成を示す断面図。

発明を実施するための最良の形態

[0022] 以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

[0023] (第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態に係る凝固切開装置全体の組み立て状態の側面図である。

なお、本発明に係る実施の形態においては、生体組織を処置するためのエネルギーとして超音波を用いており、この超音波を利用して生体組織の凝固、切開等の処置を行う超音波凝固切開装置として構成した場合について説明する。

[0024] 図1に示すように、第1の実施の形態に係る超音波凝固切開装置1は、3つのユニットに分解可能な3つの組み立てユニット、すなわちハンドルユニット2と、プローブユニット3と、振動子ユニット4とを有している。これらの3つのユニット2～4は、図1で示す状態に組み立てられるようになっている。

[0025] 振動子ユニット4は、ハンドルユニット2に着脱可能に連結されるハンドピース4Aを有している。このハンドピース4Aには、ハンドピース4Aの外周部を被覆する円筒状カバー4a内に超音波振動を発生するための超音波振動子(図示せず)が内蔵され

ている。

[0026] この超音波振動子は、先端側に超音波振動の振幅拡大を行なうホーン(図示せず)が連結され、このホーン先端側がプローブユニット3の基端側に取り付けられるようになっている。

[0027] また、円筒状カバー4aの後端部には、端部にハンドピースプラグ(図示せず)を設けたハンドピースコード4bが接続されている。

図2は、図1の凝固切開装置内に組み込まれたプローブユニットの構成を示す側面図である。図2に示すように、プローブユニット3は、振動子ユニット4内の図示しないホーン先端側に着脱可能に連結される細長い略棒状の振動伝達部材10を有している。なお、この振動伝達部材10は、伝達部材を構成している。

[0028] 振動伝達部材10の基端部には、振動子ユニット4内の図示しないホーンのプロープ取付部(図示せず)に連結される取付けねじ10aが形成されている。そして、この取付けねじ10aは、図示しないプロープ取付部のねじ穴部にねじ込み固定されている。これにより、プローブユニット3と、振動子ユニット4とは、一体的に組み付けられている。

[0029] 図2に示すように、振動伝達部材10は、基端側から伝達される超音波振動の定在波の節の位置(複数個所)にフランジ状のゴムリング10bが設けられている。このゴムリング10bは、例えば弾性部材でリング状に形成されており、装着した振動伝達部材10を挿入シース部2aのプロープチャンネル管11b(図8参照)内に支持するものである。また、振動伝達部材10は、基端部側から2つ目の節の前方に超音波振動の第2段階の振幅拡大を行なう基端側ホーン10cを有している。

[0030] さらに、この基端側ホーン10cの先端部側には、超音波振動の伝達を行う中間部10dと、最終的な振幅拡大を行う先端側ホーン10eと、生体組織の処置を行うための処置部10f(超音波プローブ)とが順次配設されている。

[0031] 図3は、非対称形状の処置部を有する振動伝達部材の概略構成を示す上面図であり、図4は、図3の処置部の断面図である。また、図5は、第1の実施の形態に用いられる対称形状の処置部を有する振動伝達部材の概略構成を示す上面図であり、図6は、図5の処置部の断面図である。

- [0032] 本実施の形態において、プローブユニット3に設けられた振動伝達部材10は、上述した最先端側に処置部10fを有している。この処置部10fには、例えば形状の異なる2種類のものがある。
- [0033] 一方の処置部10fは、例えば図3に示すように、中心軸O1から外れる方向に湾曲させた形状、例えば円弧形状の湾曲部10Aを有して構成されている。
- [0034] この場合、この処置部10fは、図4に示すように略方形の断面形状に形成されている。この処置部10fは、断面形状が略方形であることから下部にエッジ部を有し、このエッジ部を用いて生体剥離等の処置も容易に行うことが可能である。
- [0035] また、もう一方の処置部10fは、本実施の形態にて用いられるもので、例えば図5に示すように、中心軸O1に対して対称形状に形成して構成されている。この場合、この処置部10fは、図6に示すように略円形の断面形状に形成されている。この処置部10fは、断面形状が略円形であることから、体腔内への挿入性が良く、また、効率良く凝固や切開等の処置を行うことも可能である。
- なお、本実施の形態では、上述した2種類の処置部10fの構成について説明したが、これに限定されるものではない。
- [0036] 図1に示すように、ハンドルユニット2は、外套管である細長い挿入シース部2aと、この挿入シース部2aの先端部に配設された先端作用部2bと、挿入シース部2aの基端部に配設された操作部2cとを有している。
- [0037] ハンドルユニット2の操作部2cは、略円筒状の操作部本体2Aを有している。そして、この操作部本体2Aの基端部には、振動子接続部2Bが形成されている。
- [0038] また、操作部本体2Aには、この外周面に固定ハンドル6と、操作手段を構成する回動可能な可動ハンドル7とが設けられている。また、操作部本体2Aの上側部分には、図示しない高周波電源装置が接続される高周波接続用の電極ピン8が設けられている。
- [0039] 固定ハンドル6の上側部分は、円筒状の操作部本体2Aと一体成形されている。さらに、固定ハンドル6の操作端部には、親指以外の指の複数のものを選択的に差し込める指掛け孔6aが設けられている。また、可動ハンドル7の操作端部には、同じ手の親指を掛ける指掛け孔7aが設けられている。

- [0040] 可動ハンドル7の上端部側は、二股状の連結部7bが形成されている。これらの二股状の連結部7bは、操作部本体2Aの両側に配置されている。さらに、各連結部7bの上端部には、ハンドル軸7cが内方向に向けて突設されている。これらのハンドル軸7cは、挿入シース部2aの軸線より上側位置の支点で操作部本体2Aに連結されている。これにより、可動ハンドル7は、ハンドル軸7cによって回動可能に軸支されている。なお、ハンドル軸7cには、高周波絶縁用の絶縁キャップが取り付けられている。
- [0041] また、可動ハンドル7の各連結部7bには、ハンドル軸7cの下側に作動軸7dが設けられている。この作動軸7dは、挿入シース部2a内を挿通する操作ロッド7e(図8参照)に進退力を伝達するためのものである。そして、この操作ロッド7eは、軸方向に進退する動作によって、処置部10fに対して後述のジョーユニット5に開閉操作を行わせる。なお、作動軸7dは、挿入シース部2aの略軸線上に配置されている。
- [0042] 本実施の形態では、超音波凝固切開装置1は、ハンドルを握って可動ハンドル7を閉操作すると、作動軸7dが前側に移動することで、操作ロッド7eを前側に押し出し、処置部10fに対してジョーユニット5が閉じるように構成されている。
- [0043] また、挿入シース部2aの基端部は、回転ノブ9とともに、操作部本体2Aの先端部にこの操作部本体2Aの中心線の軸回り方向に回転可能に取り付けられている。ここで、挿入シース部2aは、図8に示すように、金属管2Cの外周面に絶縁チューブ2Dが装着されて形成されている。この絶縁チューブ2Dは、挿入シース部2aの外周面全体を基端部までの大部分被覆する状態に設けられている。
- [0044] また、図1及び図8に示すように、ハンドルユニット2は、先端作用部2bに生体組織を把持するための片開き型のジョーユニット5が回動自在に取り付けられている。このジョーユニット5には、上述した操作ロッド7eが連結されている。
- [0045] また、図1及び図7に示すように、挿入シース部2aは、この先端部にジョーユニット5を保持するジョー保持部11が設けられている。このジョー保持部11は、略管状の保持部材本体の先端部が絶縁カバー(図示せず)で被覆され、高周波電流に対する絶縁が行われている。
- [0046] 次に、本実施の形態の特徴となるジョーユニット5及び振動伝達部材10の構成を図7から図9を参照しながら説明する。

- [0047] 図7は、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図であり、図8は、ジョーユニットが開状態である場合の先端処置部の構成を示す縦断面図である。また、図9は、図7のA-A線断面図を示している。
- [0048] 図7及び図8に示すように、ジョーユニット5は、略U字型の形状のジョー本体5aと、生体組織(血管や臓器等)を把持する把持部材5bと、把持部取付部材5cとを有している。なお、ジョーユニット5及びこのジョーユニット5の把持部材5bは、把持部を構成している。
- [0049] ジョー本体5aは、その取付け部が挿入シース部2aのジョー保持部11の先端に形成されたスロット(図示せず)に挿入され、支点ピン11Aを回転軸としてジョー保持部11に回転可能に取り付けられている。
- [0050] ジョー本体5aの基端部側には、図8に示すように、操作ロッド7eとの連結ピン11aがそれぞれ挿入されている。
- [0051] また、ジョー本体5aには、把持部材5bが把持部取付部材5cを介して取り付けられている。この把持部材5bは、例えばPTFE(テフロン:デュポン社登録商標名)等の低摩擦材料で形成されている。
- [0052] また、この把持部材5bには、凝固、切開対象の生体組織との接触面側に滑り止め歯部12が形成されている。この滑り止め歯部12は、滑り止めの歯12aを複数並設させて形成されている。すなわち、この把持部材5bは、この滑り止め歯部12によって、この振動伝達部材10との間にて凝固、切開対象の生体組織を滑ることなく把持することができるようになっている。
- [0053] 本実施の形態において、処置部10f及び把持部材5bは、図9に示すように、処置部10fと把持部材5bとが対向する面において、把持部材5bを振動伝達部材10側に回転して閉じた際に、処置部10fと把持部材5bとが所定の長さにわたって接触して処置部10fと把持部材5bとの間に把持された生体組織を切開するための接触部13と、この接触部13の所定の長さ方向の軸の両側に処置部10fと把持部材5bとが接触しないように所定の間隔を有して、生体組織の両側を凝固するための非接触部16とを設けて構成されている。
- [0054] なお、所定の長さ方向とは、処置部10f、及び把持部材5Bの長手方向を示し、この

所定の長さ方向の軸とは、処置部10f及び把持部材5Bの長手方向における中心部分の軸(中心線)を示している。

- [0055] 接触部13は、図9に示すように、挿入シース部2aに対する振動伝達部材10の挿通方向からみた場合に、処置部10fと把持部材5bとが面接触するように処置部10fと把持部材5bの対向面の少なくとも一部が凸形状に形成されている。
- [0056] つまり、把持部材5bは、処置部10fと把持部材5bとが対向する面に直交する面の中心線上において接触部13を形成するための凹部14を有している。また、処置部10fは、この中心線上において接触部13を形成するとともに、凹部14に嵌合して面接触する凸部15を有している。
- [0057] なお、図9では処置部10fと把持部材5bとは線接触することになるが、処置部10fと把持部材5bとの長手方向においては面接触するようになっている。
- [0058] したがって、把持部材5bが振動伝達部材10側に回動して閉じた際に、凹部14に凸部15を嵌合することにより、接触部13は、中心線に対して略鉛直な接触面13aと、この接触面13aの両側側面である2つの接触面13bとを形成して、生体組織を切開するのに望ましい大きな把持力量を得ている。
- [0059] 一方、非接触部16は、接触部13の所定の長さ方向の軸の両側に配置されるようになっている。また、非接触部16は、処置部10fと把持部材5bとが接触しない所定の間隔である隙間部分が、処置部10fと把持部材5bとが対向する面において、均一になるように形成されている。つまり、この非接触部16の隙間部分の寸法L1は、接触部13の両側から外側方向の基端側にかけて常に一定した数値となっている。
- [0060] このことにより、非接触部16は、常に一定の寸法L1により形成された隙間部分を有していることにより、生体組織を凝固するのに望ましい小さな把持力量を得ている。
- [0061] なお、本実施の形態において、非接触部16の隙間部分の寸法L1は、所望する生体組織の把持力量が得られるように自由に変えて構成しても良い。ただし、この寸法L1は、把持された生体組織が凝固できるような隙間部分の寸法の範囲内に設定することが必要である。
- [0062] また、接触部13、及び非接触部16は、振動伝達部材10及び把持部材5bの製造時に、例えば切削加工等によって成形されるようになっている。

[0063] このような構成によれば、接触部13による生体組織の把持力量が大きく、また、この接触部13の両側に配置される非接触部16による生体組織の把持力量が小さくなるので、接触部13によって把持される生体組織を切開すると同時に、非接触部16によって、接触部13に把持される生体組織の両側部分を凝固することが可能となる。

[0064] 次に、本実施の形態の超音波凝固切開装置1の作用について図1、図7から図9を参照しながら説明する。

本実施の形態の超音波凝固切開装置1の使用時には、術者は、ハンドルユニット2の固定ハンドル6を握り、可動ハンドル7を操作する。この可動ハンドル7の操作により、挿入シース部2a内で操作ロッド7eが進退し、先端作用部2bの把持部材5bを取り付けたジョー本体5aを開閉する。

[0065] ここで、可動ハンドル7を握る操作(閉操作)を行った場合には、作動軸7dがハンドル軸7cを中心として図1中で時計回り方向に回転移動される。そして、この作動軸7dが略直線状に先端側に進むことにより、挿入シース部2a内で操作ロッド7eが先端側に押し出され、図8に実線で示すようにジョーユニット5の把持部材5bが振動伝達部材10の処置部10fに対して押し付けられる状態でジョーユニット5が全閉状態に閉じられる。

[0066] また、可動ハンドル7を全閉位置から開く操作時には、作動軸7dがハンドル軸7cを中心として図1中で反時計回り方向に回転移動される。このときの作動軸7dの移動動作にともない操作ロッド7eが後方側に向けて引き戻される。

[0067] これにより、挿入シース部2a内で操作ロッド7eが挿入シース部2aの中心軸と平行に後退することにより、図7に仮想線で示すようにジョーユニット5の把持部材5bが振動伝達部材10から離れる方向、すなわちジョーユニット5が支点ピン11Aを回転軸として時計回りに旋回し、振動伝達部材10の処置部10fに対して開くことになる。

[0068] このように超音波凝固切開装置1は、術者によって可動ハンドル7を回転操作することにより、固定位置に位置する振動伝達部材10の処置部10fに対してジョーユニット5を回転させて、処置部10fと把持部材5bとの間で生体組織を把持し、又はジョーユニット5を開くことにより、処置部10fと把持部材5bとで臓器を剥離等の処置を行うことができるようになっている。

- [0069] いま、術者がこのように動作する超音波凝固切開装置1を用いて、生体組織の凝固、切開の処置を行うものとする。
- [0070] 術者は、上述したように、可動ハンドル7を握る操作(閉操作)することにより、固定位置に位置する振動伝達部材10の処置部10fに対してジョーユニット5を回動させて全閉状態に閉じることで、振動伝達部材10の超音波プローブである処置部10fとジョーユニット5の把持部材5bとの間で生体組織を把持する。
- [0071] この場合、振動伝達部材10の処置部10fとジョーユニット5の把持部材5bとの間に生体組織を把持したときの把持力量は、処置部10fと把持部材5bとの間の接触部13では大きく、非接触部16では小さくなる。この状態にて、振動伝達部材10に超音波振動が供給される。
- [0072] このとき、処置部10fと把持部材5bとの間で挟持された生体組織には、超音波振動による摩擦熱が加えられ、凝固、切開が行われる。
- ここで、本実施の形態では、非接触部16においては、把持力量が小さいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が低くなることから摩擦熱の発生が抑えられる。
- [0073] そのため、把持された生体組織は切開に必要な温度まで到達しないため、凝固されることになる。
- [0074] この非接触部16による生体組織の凝固と同時に、接触部13においては、把持力量が大きいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が高くなることから十分な摩擦熱が発生する。そのため、接触部13を介して把持された生体組織は、凝固しながら切開されることになる。
- [0075] したがって、本実施の形態によれば、処置部10fと把持部材5bとが対向する面において、把持部材5bを振動伝達部材10側に回動して閉じた際に、処置部10fと把持部材5bとが接触する接触部13と、この接触部13の両側に配置されて処置部10fと把持部材5bとが接触しないように設けられた非接触部16とを設けたことにより、非接触部16では切開する生体組織の両側部分を凝固すると同時に、接触部13では生体組織を凝固しながら切開することができる。
- すなわち、特開2000-254138号公報の従来技術では、特に血管を凝固、切開する場合には、非接触部によって血管を凝固した後に、切開する血管に対して接触

部を移動させてこの接触部によって凝固しながら切開を行う必要があったが、本実施の形態における超音波凝固切開装置1は、そのような煩雑な作業する必要はなく、血管などの生体組織の凝固と切開とを同時に且つ、短時間で効率良く行うことができる。

[0076] また、本実施の形態の超音波凝固切開装置1を体内の血管の処置に用いる場合には、上述と同様に、非接触部16では切開する血管の両側部分を凝固(止血)すると同時に、接触部13では血管を凝固(止血)しながら切開することができる。これにより、血管を凝固(止血)しながら切開することができるので、血管の処置を確実に且つ短時間で効率良く行うことができる。

[0077] なお、本実施の形態においては、振動伝達部材10の処置部10f及びジョーユニット5の把持部材5bは、後述する変形例1から変形例4における接触部13及び非接触部16を形成するように構成しても良い。

[0078] このような変形例1から変形例4を図10から図13を参照しながら説明する。なお、図10から図13は、図7におけるA-A線断面図に対応している。

(変形例1)

図10は、第1の実施の形態における先端処置部の変形例1の構成を示す断面図である。

[0079] 図10に示すように、変形例1においては、接触部13を形成する凸部15及び凹部14が、第1の実施の形態とは上下逆方向に配置されるように構成している。

[0080] すなわち、ジョーユニット5Aの把持部材50bは、処置部10fと把持部材5bとが対向する面に直交する面の例えば中心線上(処置部10f及び把持部材5bの断面の中心線上)において接触部13を形成するために下側方向に突出する凸部14aを有している。

[0081] また、振動伝達部材10の処置部11fは、中心線上において接触部13を形成するとともに、凸部14aに嵌合して面接触するために凹部15aを有している。

[0082] なお、非接触部16は、接触部13を形成する凸部14a及び凹部15aの形状にともなって、略第1の実施の形態と同様に構成される。その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

[0083] 上記構成の変形例1においても、第1の実施の形態と同様に作用して、同様の効果を得ることができる。

[0084] (変形例2)

図11は、第1の実施の形態における先端処置部の変形例2の構成を示す断面図である。

[0085] 図11に示すように、変形例2において、接触部13を形成する凸部15及び凹部14の構成は、第1の実施の形態と同様であるが、非接触部16を形成する所定の間隔である隙間部分が、凸部15、及び凹部14の両側から離れるにしたがって段階的に大きくなるように形成されている。

[0086] 例えば、非接触部16は、略第1の実施の形態と同様な寸法L1により形成された第1隙間部16aと、この第1隙間部16aの外側から基端側にかけて寸法L1より大きな数値の寸法L2により形成された第2隙間部16bとを有している。

[0087] すなわち、振動伝達部材10の処置部12fは、ジョーユニット5Bを振動伝達部材10側に閉じた際に、非接触部16の第1隙間部16a、及び第2隙間部16bを形成するように凸部15の両側から基端側にかけて二段階に段を設けている。

[0088] その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

[0089] 変形例2では、非接触部16において、第2隙間部16bは、第1隙間部16aよりも隙間部分の寸法が大きいため把持力量が小さくなる。つまり、第2隙間部16bは、第1隙間部16aよりも超音波振動を伝達する効率が低く且つ摩擦熱の発生も抑えられる。

[0090] このことにより、非接触部16により生体組織を凝固する場合に、第1隙間部16aでは確実に生体組織を凝固すると同時に、その第1隙間部16aの外側に位置する第2隙間部16bでは、第1隙間部16aの凝固よりも低い凝固力にて生体組織を凝固することができる。勿論、同時に接触部13により生体組織の切開を行うことができる。

[0091] その他の作用及び効果は、第1の実施の形態と同様である。

[0092] (変形例3)

図12は、第1の実施の形態における先端処置部の変形例3の構成を示す断面図である。

[0093] 図12に示すように、変形例3の構成は、上述の変形例2の構成を改良したものである。つまり、この非接触部16の構成は、変形例2と同様であるが、変形例3においては、接触部13を形成する凸部15及び凹部14の形状を、第1の実施の形態及び変形例1から変形例2の角形状に替えて円弧形状となるように形成されている。

[0094] すなわち、ジョーユニット5Cの把持部材52bは、処置部13fと把持部材52bとが対向する面に直交する面の中心線上において接触部13を形成するために処置部13f側方向に突出し且つ円弧形状の凹部14Aを有している。また、振動伝達部材10の処置部13fは、中心線上において接触部13を形成するとともに、凹部14Aに嵌合して面接触するための凸部15Aを有している。

[0095] なお、非接触部16は、接触部13を形成する凸部15A及び凹部14Aの形状にともなって、略変形例2と同様に構成される。その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

[0096] 上記構成の変形例3においても、変形例2と同様に作用して、同様の効果を得ることができる他に、接触部13の接触面13cが円弧形状に形成されているので、特に生体組織が血管である場合には血管を効率良く把持することができるので、凝固能力を高めて効率良く切開を行うことができる。

[0097] (変形例4)

図13は、第1の実施の形態における先端処置部の変形例4の構成を示す断面図である。

[0098] 図13に示すように、変形例4において接触部13は、処置部14fと把持部材53bの対向面が凸凹形状に形成されるものではなく、これら対向面が対向配置される同じ曲率の円弧形状の対向面の中心線(処置部14f及び把持部材53bの長手方向における断面の中心線)上に、2つの凸部14b、15bを有して形成することにより構成されている。

[0099] すなわち、ジョーユニット5Dの把持部材53bは、所定の長さ方向(長手方向)における内周面(把持面)が円弧形状に凹むように形成されている。そして、この内周面の、処置部15fと把持部材53bとが対向する面に直交する面の中心線上には、長手方向全体にかけて、接触部13を形成するために処置部14f側方向に突出する凸部14

bが設けられている。

[0100] 一方、振動伝達部材10の処置部14fは、円柱形状に形成されたもので、その外周形状が把持部材53bの内周面(把持面)と例えば同じ曲率の円弧形状となるように形成されている。そして、この処置部14fの外周面の中心軸上には、接触部13を形成するとともに、凸部14bに当接して面接触するための凸部15bが設けられている。

[0101] なお、非接触部16は、隙間部分の寸法L1が、接触部13を形成する凸部14b及び凸部15bの両側から離れる方向にしたがって略均一となるように形成されている。また、この隙間部分は、円弧形状に形成される把持部材53bの内周面(把持面)及び処置部14fの外周面の曲率に対応したものとなる。

[0102] また、接触部13の凸部14bと凸部15bとの少なくとも一方は、図13に示す構成に限定されるものではなく、例えば処置部14f側又は把持部材53b側に突出する高さを適宜替えるようにして構成しても良く、あるいは、把持力量、接触面積がさらに大きくなるように処置部15fの外周方向に対して拡大させた形状に構成しても良い。

その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

[0103] 変形例4では、接触部13の凸部14bと凸部15bとの接触面積が第1の実施の形態よりも小さくなるので、生体組織の切開部分の幅を狭くすることができる。また、非接触部16においては、隙間部分の処置部14fの外周方向における長さが第1の実施の形態よりも長くなるので、生体組織の切開部分の両側を長く凝固することができる。

[0104] したがって、生体組織の切開部分を狭く、同時にこの切開部分の両側部分を長く凝固させたい場合には変形例4における構成が特に有効である。その他の作用、効果は、上述の第1の実施の形態と同様である。

[0105] 以上説明したように、第1の実施の形態における超音波凝固切開装置1は、上述の変形例1から変形例4のいずれかの構成を用いて構成しても良く、いずれの場合も生体組織の凝固、切開を同時に且つ効率良く行うことができる。

[0106] (第2の実施の形態)

次に、本発明の第2の実施の形態における超音波凝固切開装置について図14、及び図15を参照しながら説明する。図14は、第2の実施の形態に係り、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図であり、図15は図14のA

—A線断面図である。

- [0107] 本実施の形態の超音波凝固切開装置1は、把持部材54bの内周面(把持面)と処置部15fの外周面(把持面)との少なくとも一方が、挿入シース部2aに対する振動伝達部材10の挿通方向からみた場合に処置部15fと把持部材54bが接触するように断面形状が円弧形状に形成されている。
- [0108] 具体的には、図14に示すように、本実施の形態の超音波凝固切開装置1は、把持部材54bを有するジョーユニット5Eと、処置部15fを有する振動伝達部材10とを有している。
- [0109] 図15に示すように、ジョーユニット5Eの把持部材54bは、長手方向における内周面(把持面)13dが円弧形状に凹むように形成されている。つまり、把持部材54bの断面形状が円弧形状となる。
- [0110] 一方、振動伝達部材10の処置部15fは、円柱状に形成されたもので、その外周面16cの形状が把持部材54bの内周面(把持面)13dを形成する円弧形状の曲率よりも例えば小さい曲率の円弧形状となるように形成されている。
- [0111] すなわち、把持部材54bの断面形状は、処置部15fの断面形状よりも大きな円弧形状となるように形成されている。
- [0112] なお、把持部材54bと処置部15fの円弧形状の曲率は、異なるように構成しても良い。また、把持部材54b又は処置部15fの円弧形状は、把持部材54bと処置部15fとが対向する面において真円の一部とし、処置部15f又は把持部材54bの円弧形状は、楕円形状の一部となるように形成しても良い。
- [0113] このように、処置部15fの断面形状が円弧形状であり、把持部材54bの断面形状が処置部14fの断面形状よりも大きな円弧形状とすることにより、第1の実施の形態と同様にジョーユニット5Eが全閉位置において処置部15fと把持部材54bとの間に接触部13及び非接触部16が形成される。
- [0114] したがって、接触部13は、処置部15fの外周面16cと把持部材54bとが接触する接触部13dを有している。
- [0115] 一方、非接触部16は、所定の間隔である隙間部の寸法L3が、処置部15fと把持部材54bとが対向する面において所定の長さ方向の軸、すなわち、処置部15f及び把

持部材54bの長手方向における中心軸から離れるにしたがって大きくなるように形成されている。

その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

[0116] 次に、第2の実施の形態の超音波凝固切開装置1の作用について図14及び図15を参照しながら説明する。

[0117] いま、術者がこのように動作する超音波凝固切開装置1を用いて、生体組織の凝固、切開の処置を行うものとする。

[0118] 術者は、第1の実施の形態と同様に可動ハンドル7を握る操作(閉操作)することにより、図14に示すように固定位置に位置する振動伝達部材10の処置部16fに対してジョーユニット5Eを回動させて全閉状態に閉じることで、振動伝達部材10の超音波プローブである処置部15fとジョーユニット5Eの把持部材54bとの間で生体組織を把持する。

[0119] この場合、振動伝達部材10の処置部15fとジョーユニット5Eの把持部材54bとの間に生体組織を把持したときの把持力量は、処置部15fと把持部材54bとの間の接触部13では大きく、非接触部16では小さくなる。この状態にて、振動伝達部材10に超音波振動が供給される。

[0120] このとき、処置部15fと把持部材54bとの間で挟持された生体組織には、超音波振動による摩擦熱が加えられ、凝固、切開が行われる。

ここで、非接触部16においては、把持力量が小さいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が低くなることから摩擦熱の発生が抑えられる。そのため、把持された生体組織は切開に必要な温度まで到達しないため、凝固されることになる。

[0121] この場合、本実施の形態の非接触部16においては、隙間部の寸法L3が、処置部15f及び把持部材54bの長手方向における中心軸から離れるにしたがって大きくなるように形成されているので、把持力量が中心軸近傍から離れるにしたがって徐々に小さくなる。このため、超音波振動を伝達する効率も徐々に低くなり、結果として、把持された生体組織の凝固状態は、中心軸近傍から離れるにしたがって緩やかとなる。

この非接触部16による生体組織の凝固と同時に、接触部13においては、把持力

量が大きいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が高くなることから十分な摩擦熱が発生する。そのため、接触部13を介して把持された生体組織は、凝固しながら切開されることになる。

[0122] したがって、本実施の形態によれば、第1の実施の形態と同様の効果が得られる他に、非接触部16においては、生体組織の凝固状態を切開部分から離れる方向にしたがって緩やかに行うことが可能となる。

[0123] なお、本実施の形態においては、振動伝達部材10の処置部15fは、後述する変形例1における接触部13及び非接触部16を形成するように構成しても良い。

[0124] このような変形例1について、図16を参照しながら説明する。なお、図16は、図14におけるA-A線断面図に対応している。

(変形例1)

図16は、第2の実施の形態における先端処置部の変形例1の構成を示す断面図である。

図16に示すように、変形例1において、振動伝達部材10の処置部16fの構成は、その断面形状が、接触部13を形成する部分については円弧形状で、非接触部16を形成する部分については楕円形状となるように形成されている。

[0125] つまり、処置部16fは、その断面の中心線上における把持部材55b側の外周面16dが円弧形状に形成されると同時に、この円弧形状に形成された部分の両側に配置される外周面16dが楕円形状に形成されている。

[0126] なお、この楕円形状に形成される外周面16dは、その曲率を適宜変更して形成するようにしても良い。

[0127] したがって、変形例1においても、第2の実施の形態と同様に、非接触部16は、所定の間隔である隙間部の寸法L3が、処置部16fと把持部材55bとが対向する面において所定の長さ方向の軸、すなわち、処置部15f及び把持部材54bの長手方向における中心軸から離れるにしたがって大きくなるように形成される。

[0128] なお、変形例1において、この隙間部の寸法L3は、外周面16dの楕円形状の曲率によっては、中心軸から最も離れる方向において徐々に小さくなる場合もあるので、隙間部の寸法L3が中心軸から離れるにしたがって大きくなるような曲率にて外周面1

6dを形成することが望ましい。

[0129] ジョーユニット5F及び把持部材55bを含み、その他の構成は、第2の実施の形態と同様である。

したがって、変形例1においても、上述の第2の実施の形態と同様の作用、効果を得ることが可能となる。

[0130] (第3の実施の形態)

次に、本発明の第3の実施の形態における超音波凝固切開装置について図17及び図18を参照しながら説明する。図17は第3の実施の形態に係り、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図であり、図18は図17のA-A線断面図である。

[0131] 本実施の形態の超音波凝固切開装置1では、接触部13は、挿入シース部2aに対する振動伝達部材10の挿通方向からみた場合に、振動伝達部材10の処置部17fと把持部材56bとが対向する面の中央部において処置部17fと把持部材56bとが面接触するように処置部17fと把持部材56bとの対向面に段差部17f1、56b1が形成されている。

[0132] 具体的には、図17に示すように、本実施の形態の超音波凝固切開装置1は、把持部材56bを有するジョーユニット5Gと、処置部17fを有する振動伝達部材10とを有している。

[0133] 図18に示すように、ジョーユニット5Gの把持部材56bは、処置部17fと把持部材56bとが対向する面の中央部において処置部17fと把持部材56bとが面接触するように処置部17fと把持部材56bとの対向面に段差部56b1が形成されている。

[0134] つまり、把持部材56bは、その断面の中心軸近傍に接触面13eを有し、さらに、この接触面13eに対し長手方向の両側には凸凹形状により形成される段差部56b1を有している。

[0135] 一方、振動伝達部材10の処置部17fは、処置部17fと把持部材56bとが対向する面の中央部において処置部17fと把持部材56bとが面接触するように処置部17fと把持部材56bとの対向面に段差部17f1が形成されている。

[0136] つまり、処置部17fは、上述と同様にその断面の中心軸近傍に接触面13eを有し、

さらに、この接触面13eに対し長手方向の両側には凸凹形状により形成される段差部17f1を有している。

[0137] なお、この段差部56b1、17f1の高さは、凝固、切開する生体組織の種類に応じて自由に変えて形成しても良く、また、接触面13eの接触面積及び傾きについても切開する生体組織の種類に応じて自由に変えて形成しても良い。

[0138] このような本第2の実施の形態では、処置部17fと把持部材56bは、処置部17fと把持部材56bとが対向する面の中央部において処置部17fと把持部材56bとが面接触するように形成された段差部56b1、17f1を有することによって、第1の実施の形態と同様にジョーユニット5Gが全閉位置において処置部17fと把持部材56bとの間に接触部13及び非接触部16が形成される。

[0139] したがって、接触部13は、処置部15fと把持部材54bとが面接触する接触面13eを有している。

[0140] 一方、非接触部16は、所定の間隔である隙間部の寸法L1が、処置部15fと把持部材54bとの対向面に形成された段差部56b1、17b1において均一になるように形成される。

[0141] その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

[0142] 次に、第3の実施の形態の超音波凝固切開装置1の作用について図17及び図18を参照しながら説明する。

[0143] いま、術者がこのように動作する超音波凝固切開装置1を用いて、生体組織の凝固、切開の処置を行うものとする。

[0144] 術者は、第1の実施の形態と同様に可動ハンドル7を握る操作(閉操作)することにより、図17に示すように、固定位置に位置する振動伝達部材10の処置部17fに対してジョーユニット5Gを回動させて全閉状態に閉じることで、振動伝達部材10の超音波プローブである処置部17fとジョーユニット5Gの把持部材56bとの間で生体組織を把持する。

[0145] この場合、振動伝達部材10の処置部17fとジョーユニット5Gの把持部材56bとの間に生体組織を把持したときの把持力量は、処置部17fと把持部材56bとの間の接触部13では大きく、非接触部16では小さくなる。この状態にて、この振動伝達部材1

0に超音波振動が供給される。

[0146] このとき、処置部17fと把持部材56bとの間で挟持された生体組織には、超音波振動による摩擦熱が加えられ、凝固、切開が行われる。

ここで、本実施の形態では、第1の実施の形態と同様に非接触部16においては、把持力量が小さいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が低くなることから摩擦熱の発生が抑えられる。そのため、把持された生体組織は切開に必要な温度まで到達しないため、凝固されることになる。

[0147] この場合、非接触部16においては、段差部56b1、17f1を設けたことによって生体組織斜に対して異なる高さ方向で生体組織を把持して凝固することになる。

[0148] この非接触部16による生体組織の凝固と同時に、接触部13においては、把持力量が大きいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が高くなることから十分な摩擦熱が発生する。そのため、接触部13を介して把持された生体組織は、凝固しながら切開されることになる。

[0149] この場合、接触部13において、段差部56b1、17f1を設けたことによって接触面13eが生体組織斜に対して斜め方向の状態にて生体組織を把持して、凝固しながら切開することになる。

[0150] したがって、本実施の形態によれば、処置部17f及び把持部材56bに段差部56b1、17f1を設けて接触部13及び非接触部16を形成しても、第1の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0151] (第4の実施の形態)

次に、本発明の第4の実施の形態における超音波凝固切開装置について図19から図22を参照しながら説明する。図19は第4の実施の形態に係り、ジョーユニットが閉状態である場合の先端処置部の構成を示す側面図であり、図20は振動伝達部材の処置部の構成を示す断面図、図21はジョーユニットの構成を示す断面図、図22は図19のA-A線断面図である。

[0152] 本実施の形態の超音波凝固切開装置1は、接触部13においては第1の実施の形態と略同様の凸凹形状を有して形成するとともに、非接触部16については生体組織を把持する接触面積が大きくなるように形成されている。

- [0153] 具体的には、図19に示すように、本実施の形態の超音波凝固切開装置1は、把持部材57bを有するジョーユニット5Hと、処置部18fを有する振動伝達部材10とを有している。
- [0154] 図20に示すように、処置部18fは、この把持部材57b側の内周面(把持面)が複数の凸凹形状に形成されている。
- [0155] すなわち、処置部18fは、その断面形状の中心線上に配置され、寸法L4を有して形成された第1凸部20aと、この第1凸部20aの両側にそれぞれ所定の間隔で配置され、この寸法L4よりも小さい寸法で形成された例えば4つの第2凸部20bとで形成される凸部20と、この凸部20の各凸部20a、20b間に配置される複数の凹部21とを有して構成されている。
- [0156] つまり、この凸部20の第1凸部20aは、接触部13を形成するためのものであり、この第1凸部20a以外の例えば4つの第2凸部20b及び複数の凹部21は、非接触部16を形成するためのものである。
- [0157] 一方、ジョーユニット5Hの把持部材57bは、図21に示すように、この処置部18fの凸部20がそれぞれ嵌合する凹部30を有して構成されている。
- [0158] この凹部30は、処置部18fの第1凸部20aと嵌合することにより処置部10fと把持部材57bとが面接触して接触部13を形成する第1凹部30aと、処置部18fの各第2凸部20bと嵌合することにより非接触部16を形成する例えば4つの第2凹部30bとを有している。
- [0159] また、凹部30において、第1凹部30aと4つの第2凹部30bの寸法L5は、全て同じ寸法となるように形成されている。
- [0160] なお、この場合、本実施の形態では、寸法L5<寸法L4という関係を満足するように凸部20、及び凹部30が形成されるようになっている。
- [0161] このような構成の処置部18fに対して把持部材57bを有するジョーユニット5Hが回転して全閉状態にすると、図22に示すような断面形状となる。
- [0162] すなわち、図22に示すように、接触部13は、第1の実施の形態と略同様にその断面形状の中心線に対して略鉛直な接触面13aと、この接触面13aの両側側面である2つの接触面13bとを形成して、生体組織を切開するのに望ましい大きな把持力量を

得ている。

[0163] 一方、非接触部16は、把持部材57bの凹部30に処置部18fの凸部20を嵌合することにより、第1凸部20aと第1凹部30aとの寸法の違いから、所定間隔の隙間部が形成され、この隙間部の寸法は、その対向面において接触部13の両側から段階的に変化するようにになっている。

[0164] すなわち、処置部18fの凹部21側に形成される隙間部の寸法は、把持部材57bの凹部30の第2凹部30b側及び外周面の一部に形成される隙間部の寸法よりも大きくなるように形成されている。

[0165] また、このように非接触部16を形成することにより、隙間部の領域が大きくなり、結果として、生体組織を把持する接触面積を大きくすることが可能となる。このことにより、非接触部16は、生体組織を凝固するのに望ましい小さな把持力量を得られるが、接触面積を大きくすることによって、さらに凝固能力を高めることができる。

[0166] なお、本実施の形態において、接触部13及非接触部16は、処置部18f及び把持部材57bの把持面に複数の凸凹形状(凸部20、凹部21及び凹部30)を設けて構成した場合について説明したが、これに限定されるものではなく、接触部13及び隙間部を有する非接触部16が設けられるように処置部18f及び把持部材57bの把持面を波形状に形成しても良い。

また、この非接触部16の隙間部分の寸法は、所望する生体組織の把持力量が得られるように自由に変えて構成しても良い。ただし、この寸法L1は、把持された生体組織が凝固できるような隙間部分の寸法の範囲内に設定することが必要である。

[0167] その他の構成は、第1の実施の形態と同様である。

次に、第4の実施の形態の超音波凝固切開装置1の作用について図19及び図22を参照しながら説明する。

[0168] いま、術者がこのように動作する超音波凝固切開装置1を用いて、生体組織の凝固、切開の処置を行うものとする。

[0169] 術者は、第1の実施の形態と同様に可動ハンドル7を握る操作(閉操作)することにより、図19に示すように、固定位置に位置する振動伝達部材10の処置部18fに対してジョーユニット5Hを回動させて全閉状態に閉じることで、振動伝達部材10の超音

波プローブである処置部18fとジョーユニット5Hの把持部材57bとの間で生体組織を把持する。

[0170] この場合、振動伝達部材10の処置部18fとジョーユニット5Hの把持部材57bとの間に生体組織を把持したときの把持力量は、処置部18fと把持部材57bとの間の接触部13では大きく、非接触部16では小さくなる。この状態にて、振動伝達部材10に超音波振動が供給される。

[0171] このとき、処置部18fと把持部材57bとの間で挟持された生体組織には、超音波振動による摩擦熱が加えられ、凝固、切開が行われる。

ここで、第1の実施の形態と同様に非接触部16においては、把持力量が小さいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が低くなることから摩擦熱の発生が抑えられる。そのため、把持された生体組織は切開に必要な温度まで到達しないため、凝固されることになる。

[0172] この場合、本実施の形態の非接触部16においては、隙間部の寸法が、処置部18f及び把持部材57bの長手方向の軸から離れるにしたがって段階的に変化しているので、大きな接触面積によって生体組織を把持して凝固することになる。すなわち、第1の実施の形態よりも凝固能力を高めることができる。

この非接触部16による生体組織の凝固と同時に、接触部13においては、把持力量が大きいため、すなわち、超音波振動を伝達する効率が高くなることから十分な摩擦熱が発生する。そのため、接触部13を介して把持された生体組織は、凝固しながら切開されることになる。

[0173] したがって、本実施の形態によれば、第1の実施の形態と同様の効果が得られる他に、非接触部16における凝固能力をより高めることが可能となる。

[0174] なお、本実施の形態においては、振動伝達部材10の処置部10f及びジョーユニット5の把持部材5bは、後述する変形例1及び変形例2における接触部13及び非接触部16を形成するように構成しても良い。

[0175] このような変形例1及び変形例2を図23及び図24を参照しながら説明する。なお、図23及び図24は、図19におけるA-A線断面図に対応している。

(変形例1)

図23は、第4の実施の形態における先端処置部の変形例1の構成を示す断面図である。

[0176] 図23に示すように、変形例1においては、接触部13を形成する処置部18Gの第1凸部20a1及び把持部材57bの第1凹部30a1の寸法が、他の第2凸部20b及び第2凹部30bよりも小さくなるように構成している。なお、寸法とは、処置部18Gの断面形状の中心線方向における長さである。

[0177] すなわち、接触部13を形成する側面側の接触面13bの接触面積が第4の実施の形態よりも小さくなる。

[0178] 非接触部16を含み、他の構成については、上述の第4の実施の形態と同様である。

[0179] したがって、この変形例1においても、接触部13における接触面積は小さくなるが、第4の実施の形態と同様に作用して、同様の効果が得られる。

[0180] (変形例2)

図24は、第4の実施の形態における先端処置部の変形例2の構成を示す断面図である。

[0181] 図24に示すように、変形例2においては、接触部13を形成する第1凸部20a及び第1凹部30aの構成は、第4の実施の形態と同様であるが、非接触部16を形成する把持部材18Hの第2凹部30b1の寸法を第4の実施の形態よりも大きくすることにより、これら第2凹部30bに形成する隙間部の寸法を大きくするように形成している。

[0182] その他の構成は、上述の第4の実施の形態と同様である。

[0183] 変形例2では、非接触部16において、第2凹部30b1に形成されたそれぞれの隙間部では、他の隙間部よりも寸法が大きいことから、把持力量が小さくなる。つまり、これら第2凹部30b1の隙間部は、他の隙間部よりも超音波振動を伝達する効率が低く且つ摩擦熱の発生も抑えられる。

[0184] このことにより、非接触部16により生体組織を凝固する場合に、この第2凹部30b1以外の隙間部では確実に生体組織を凝固すると同時に、その第2凹部30b1隙間部では、それ以外の隙間部の凝固よりも低い凝固力にて生体組織を凝固することができる。勿論、同時に接触部13により生体組織の切開を行うことができる。

[0185] その他の作用及び効果は、第4の実施の形態と同様である。

本発明は、上述した第1の実施の形態から第4の実施の形態及び各変形例に限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

請求の範囲

- [1] 生体組織を処置するためのエネルギーを前記生体組織に対して伝達する伝達部材と、
、
前記伝達部材が挿通される外套管と、
前記伝達部材に対して前記外套管の先端部に回転自在に支持され、前記伝達部材との間に前記生体組織を把持する把持部と、を有し、
前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において、前記把持部が前記伝達部材側に回転して閉じた場合に、前記伝達部材と前記把持部とが所定の長さにならって接触して前記伝達部材と前記把持部との間に把持された前記生体組織を切開するための接触部と、この接触部の前記所定の長さ方向の軸の両側に前記伝達部材と前記把持部とが接触しないように所定の間隔を有して前記生体組織を凝固するための非接触部と、
を設けたことを特徴とする凝固切開装置。
- [2] 前記接触部は、前記伝達部材又は前記把持部の少なくとも一部が凸形状に形成されることによって、前記伝達部材と前記把持部とが接触することを特徴とする請求項1に記載の凝固切開装置。
- [3] 前記伝達部材及び前記把持部材は、前記所定の長さ方向の軸に直交する断面形状のそれぞれ曲率が同一な真円形状に形成され、前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において均一であることを特徴とする請求項2に記載の凝固切開装置。
- [4] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において均一であることを特徴とする請求項2に記載の凝固切開装置。
- [5] 前記接触部において、前記凸形状に対応した凹部が、前記凸形状が形成された面と対向する面に形成されていることを特徴とする請求項2に記載の凝固切開装置。
- [6] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において、前記所定の長さ方向の軸から離れるにしたがって大きくなるように形成されたことを特徴とする請求項2に記載の凝固切開装置。
- [7] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面

において、前記所定の長さ方向の軸から離れるにしたがって段階的に大きくなるように形成されたことを特徴とする請求項2に記載の凝固切開装置。

- [8] 前記凸形状の前記所定の長さ方向の軸に直交する断面形状は、角形状又は円弧形状に形成され、前記凹部は前記凸形状の形状に対応した角形状又は円弧形状を有することを特徴とする請求項5に記載の凝固切開装置。
- [9] 前記接触部は、前記伝達部材又は前記把持部の少なくとも一部が、前記伝達部材と前記把持部とが線接触するように前記所定の長さ方向の軸に直交する断面形状が円弧形状を有することを特徴とする請求項1に記載の凝固切開装置。
- [10] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において、前記所定の長さ方向の軸から離れるにしたがって大きくなるように形成されたことを特徴とする請求項9に記載の凝固切開装置。
- [11] 前記伝達部材と前記把持部の両方の対向する面に前記円弧形状が形成され、それぞれの円弧形状の曲率は、異なるものであることを特徴とする請求項9に記載の凝固切開装置。
- [12] 前記伝達部材の前記円弧形状は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において真円形状の一部であり、前記把持部材の前記円弧形状は、楕円形状の一部であることを特徴とする請求項11に記載の凝固切開装置。
- [13] 前記把持部材の前記円弧形状は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において真円形状の一部であり、前記伝達部材の前記円弧形状は、楕円形状の一部であることを特徴とする請求項11に記載の凝固切開装置。
- [14] 前記接触部は、前記外套管に対する前記伝達部材の挿通方向からみた場合に、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面の中央部において前記伝達部材と前記把持部とが面接触するように前記伝達部材と前記把持部材との対向面に段差部が形成されていることを特徴とする請求項1に記載の凝固切開装置。
- [15] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部との対向面に形成された段差部において均一であることを特徴とする請求項14に記載の凝固切開装置。
- [16] 前記接触部において、前記凸形状に対応した凹部が、前記凸形状が形成された

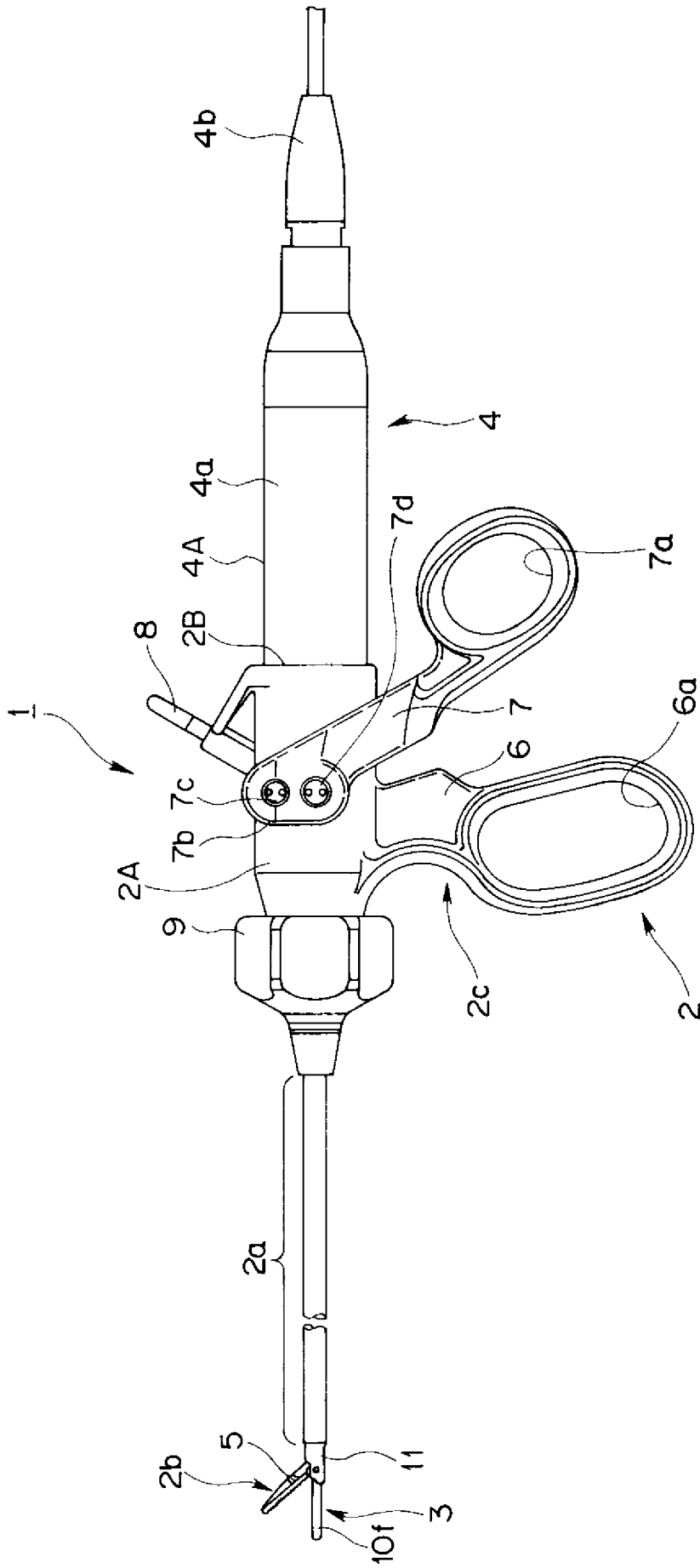
面と対向する面に形成され、

前記非接触部において、前記伝達部材と前記把持部材のそれぞれの対向面が凸凹形状に形成されていることを特徴とする請求項2に記載の凝固切開装置。

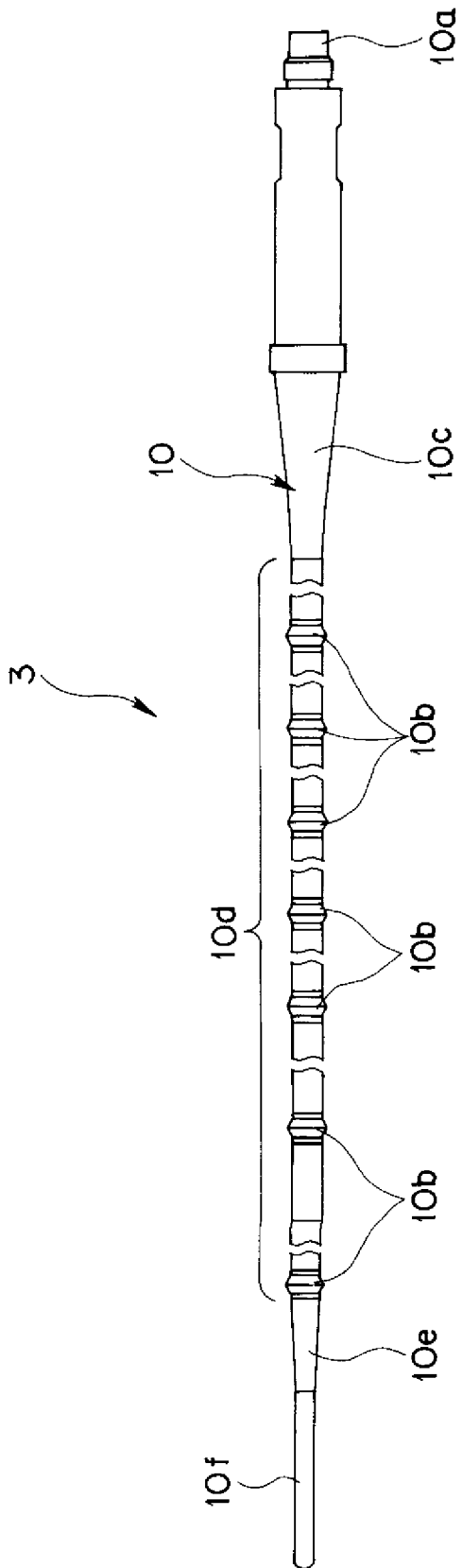
[17] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において均一であることを特徴とする請求項16に記載の凝固切開装置。

[18] 前記非接触部の前記所定の間隔は、前記伝達部材と前記把持部とが対向する面において、前記所定の長さ方向の軸から離れるにしたがって段階的に変化するよう形成されたことを特徴とする請求項16に記載の凝固切開装置。

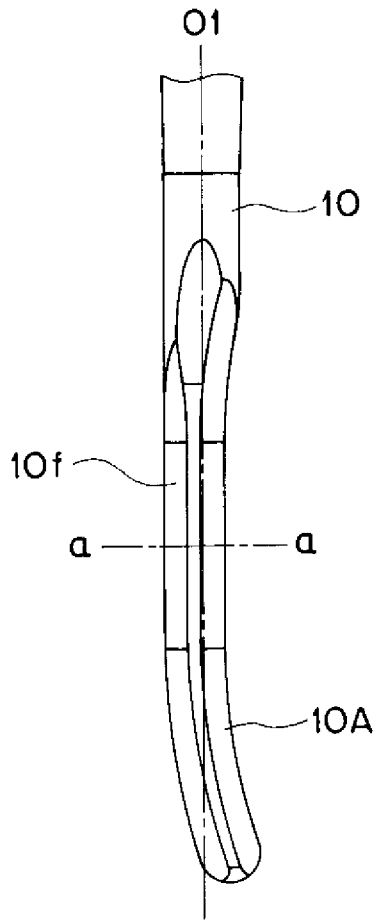
[図1]



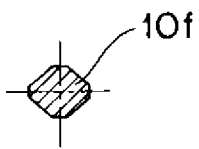
[図2]



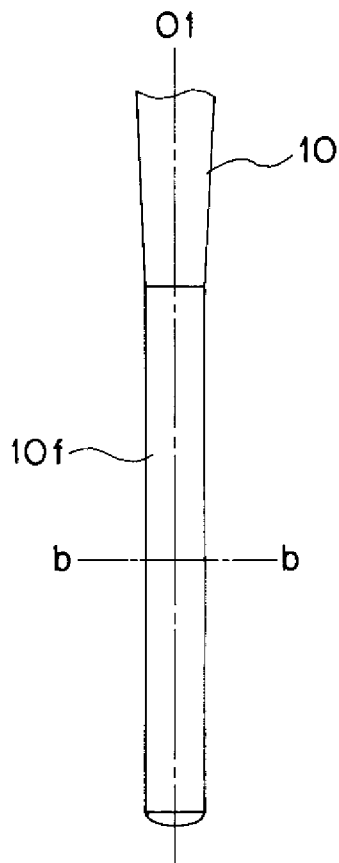
[図3]



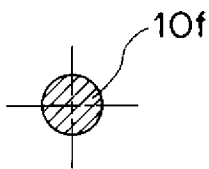
[図4]



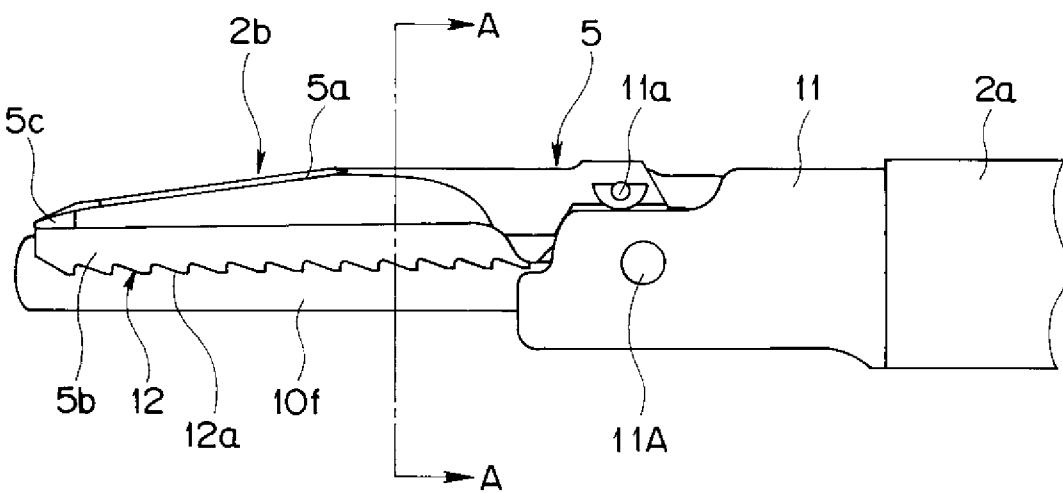
[図5]



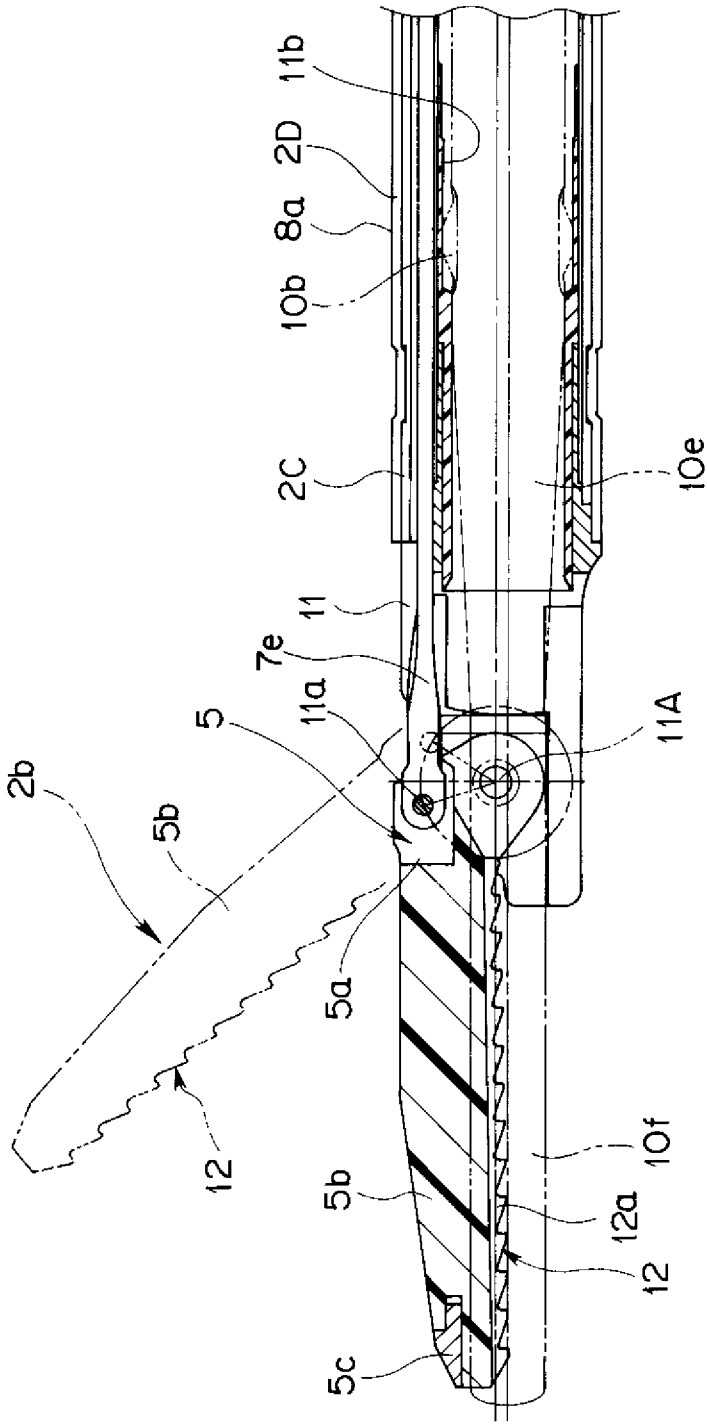
[図6]



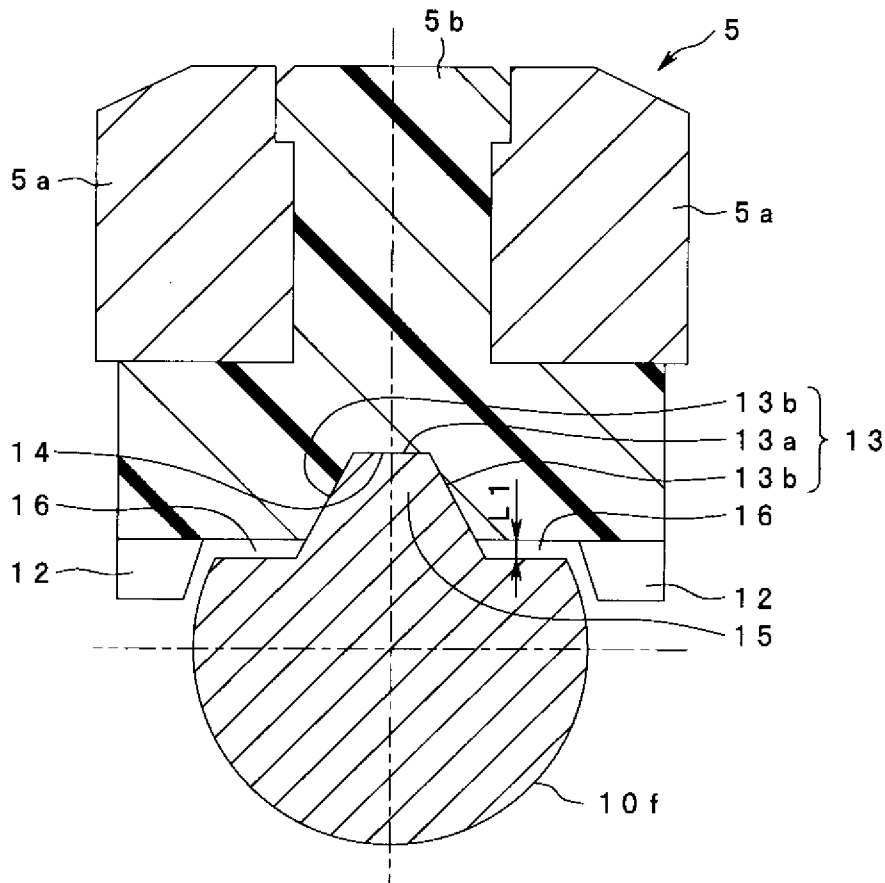
[図7]



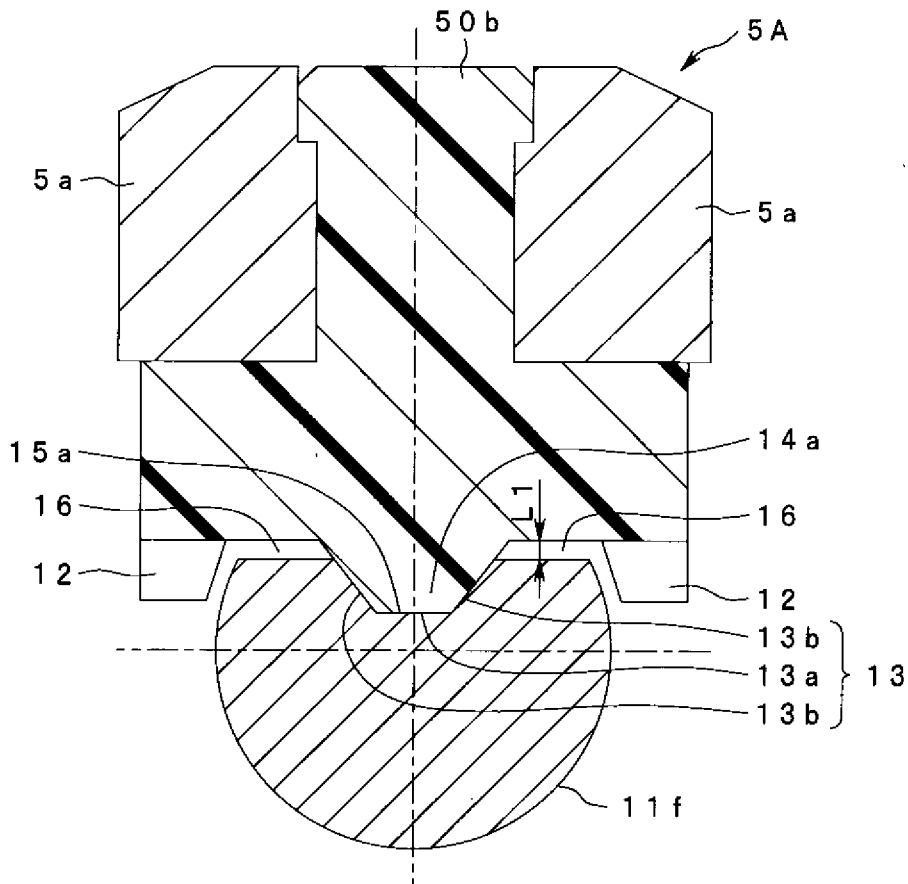
[図8]



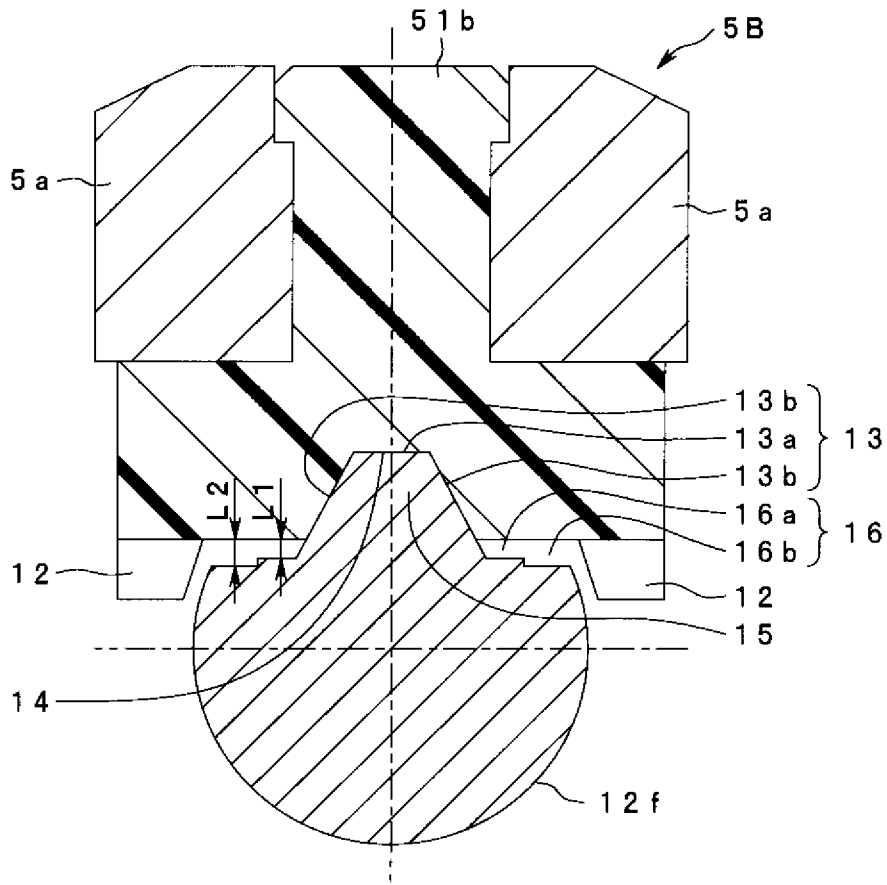
[図9]



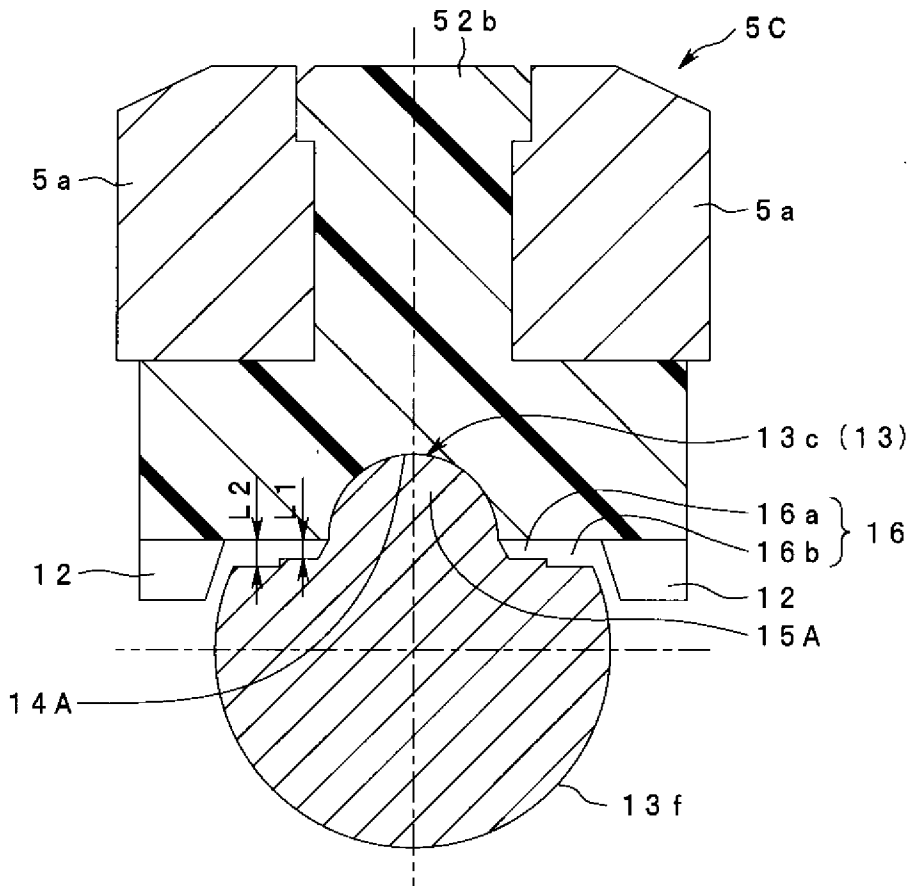
[図10]



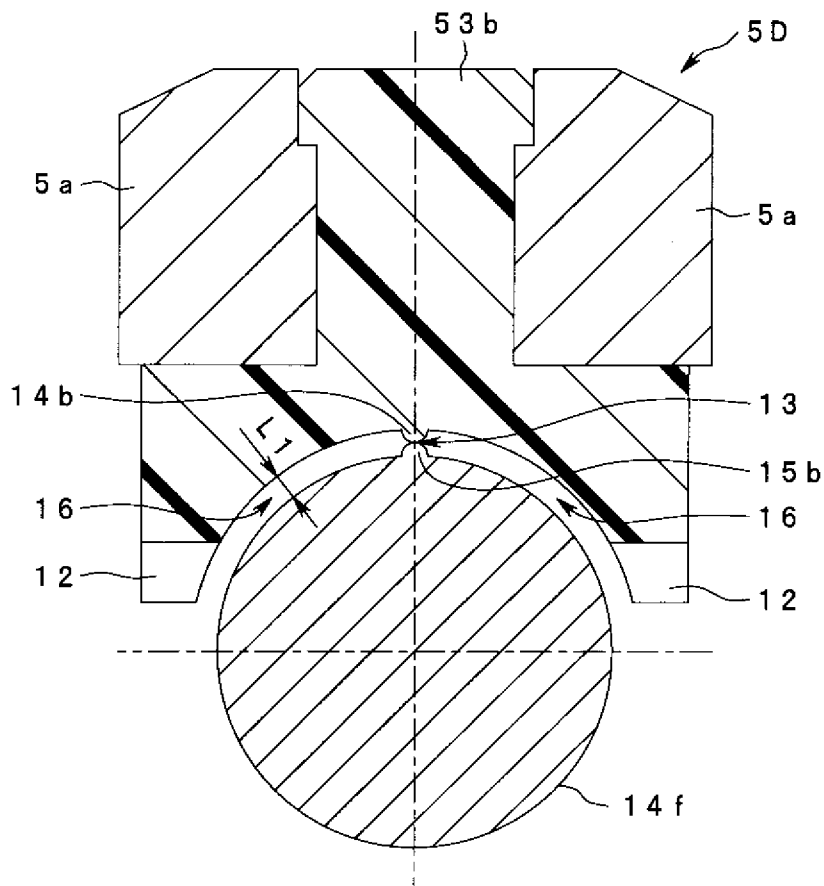
[図11]



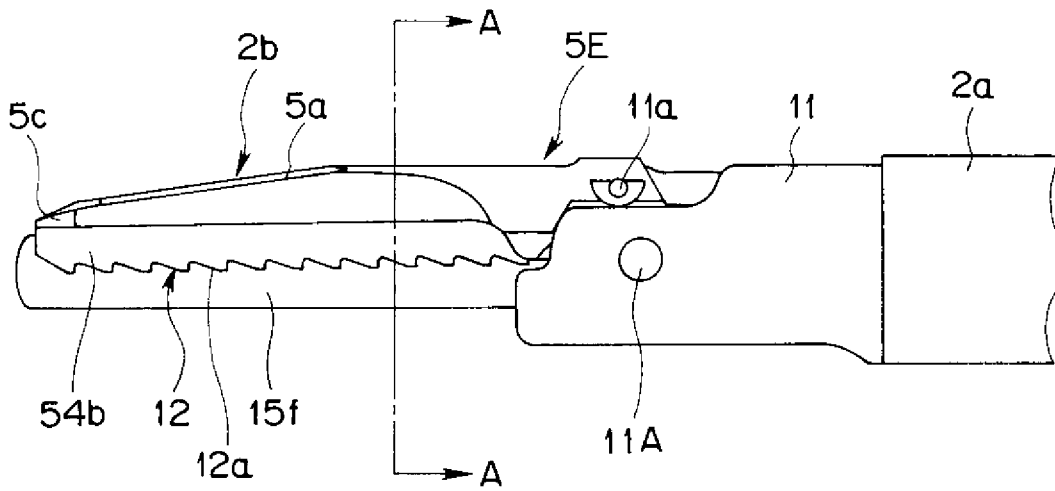
[図12]



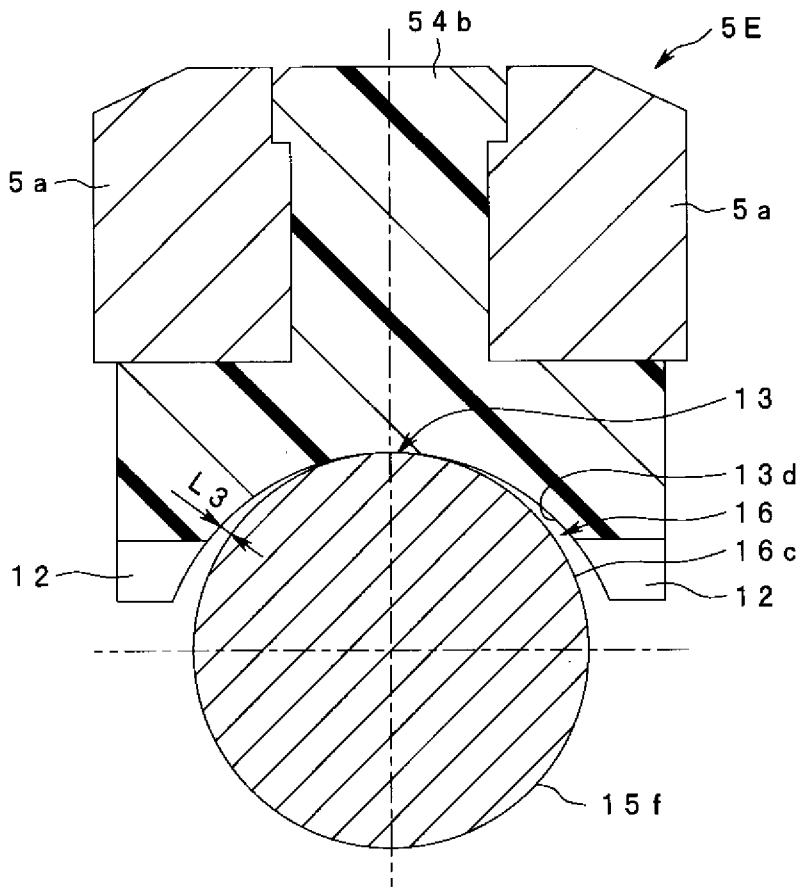
[図13]



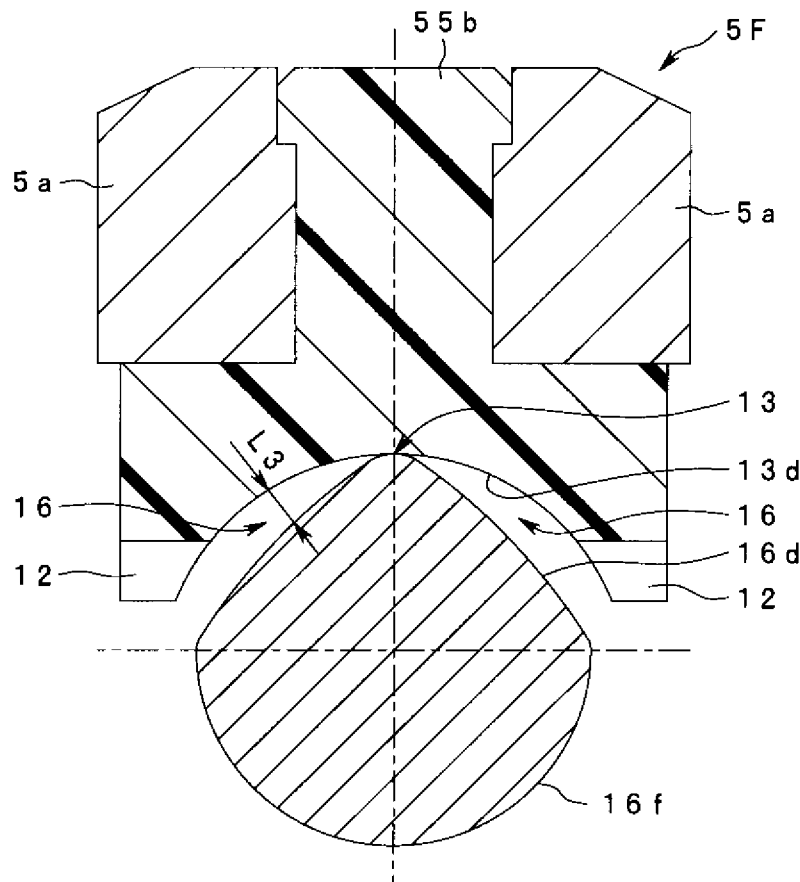
[図14]



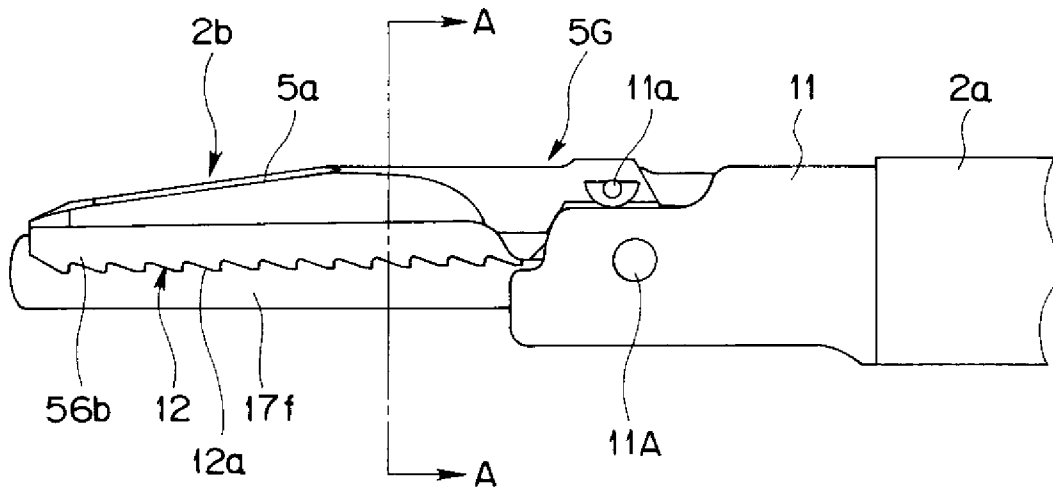
[図15]



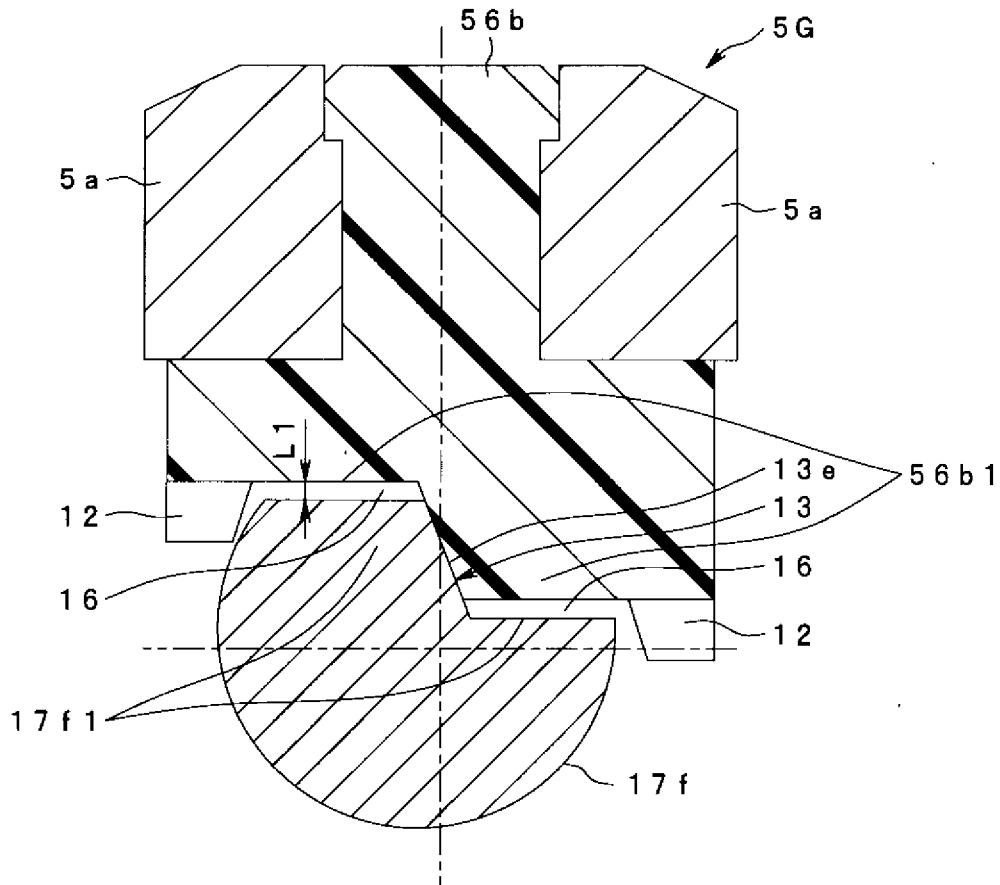
[図16]



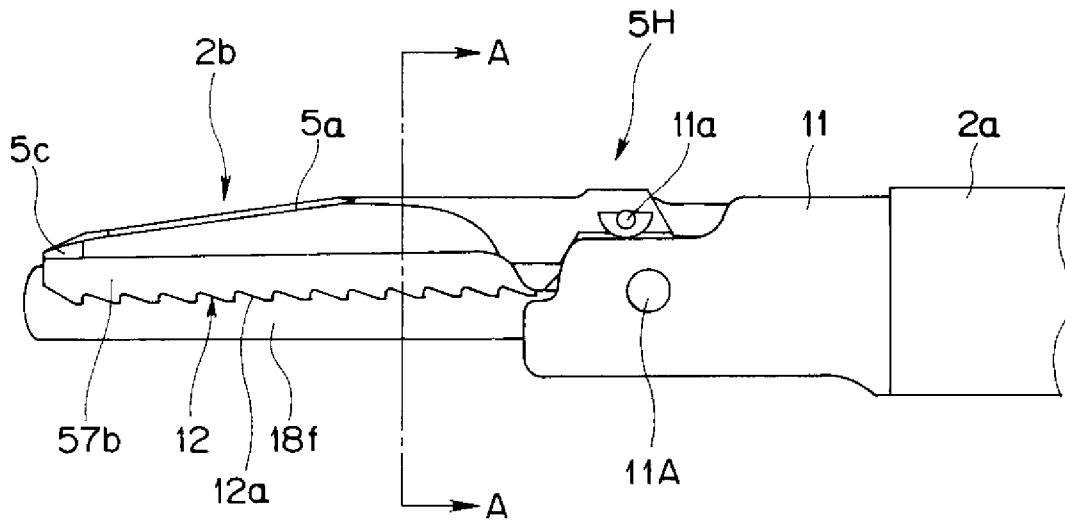
[図17]



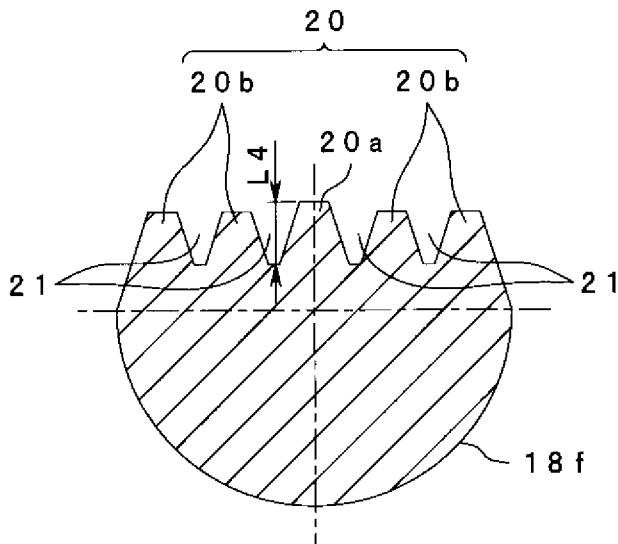
[図18]



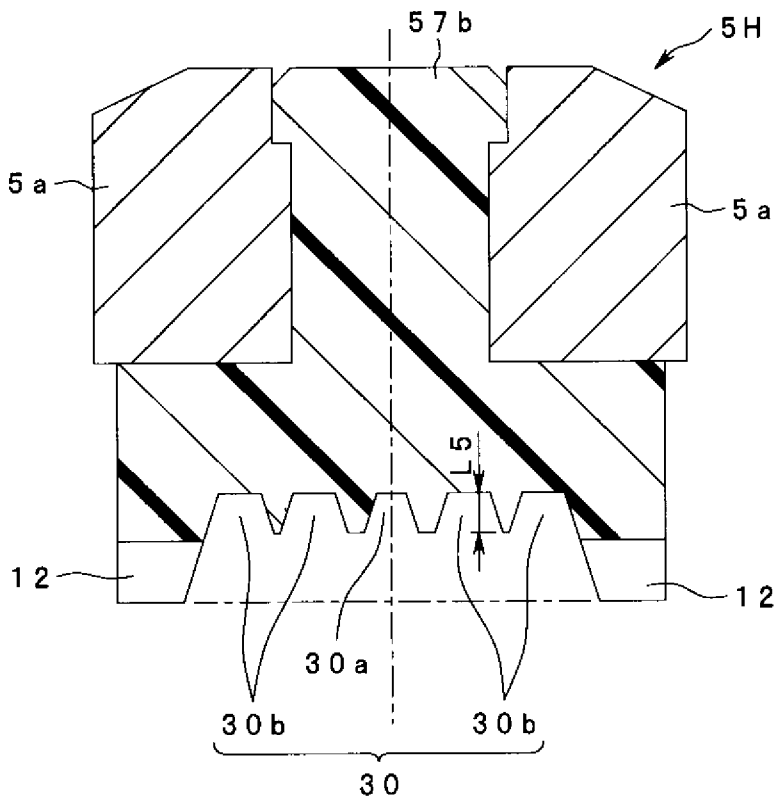
[図19]



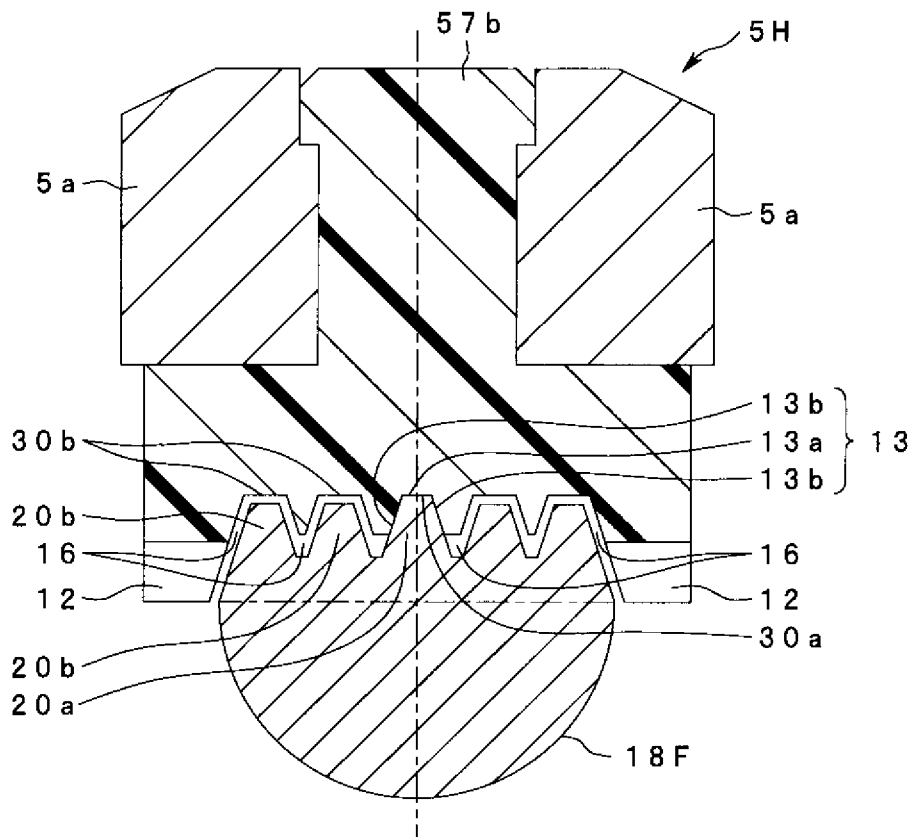
[図20]



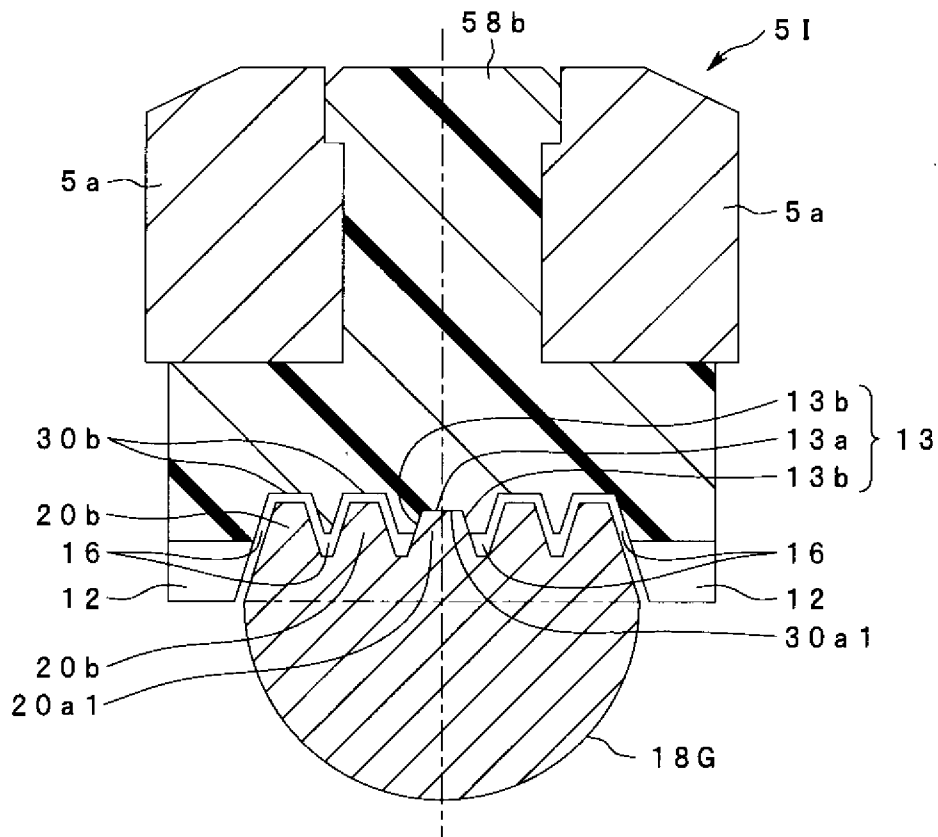
[図21]



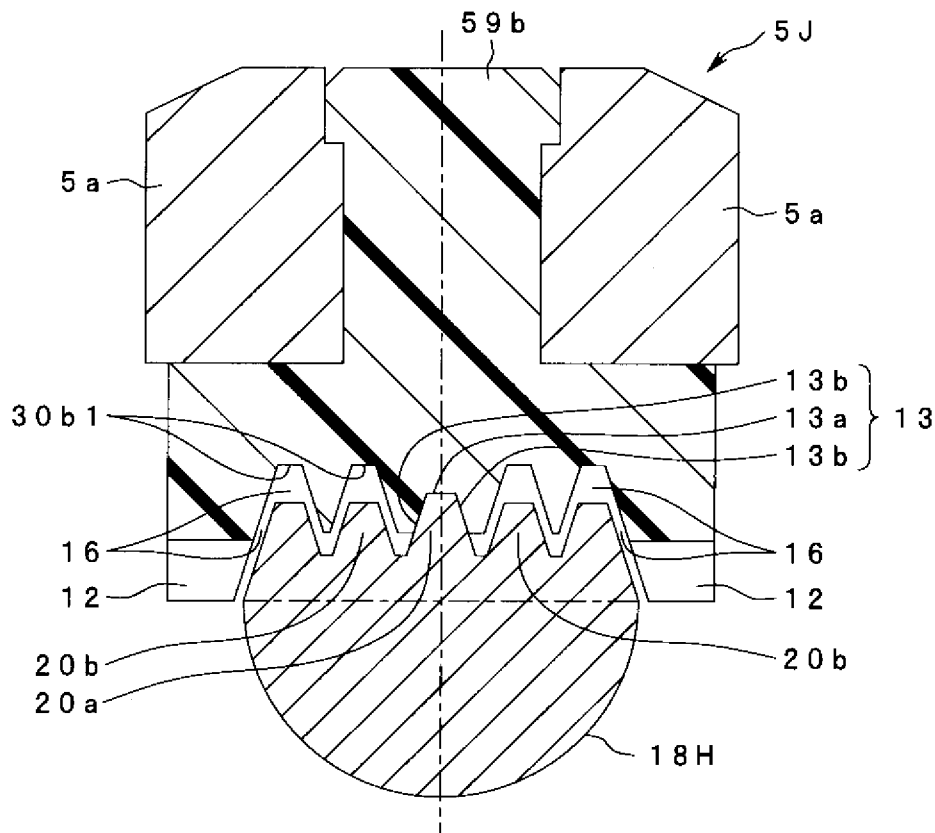
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2007/053087

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
 A61B18/00(2006.01) i

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)
 A61B18/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2007
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2007	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2007

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2005-512619 A (Ethicon Endo-Surgery, Inc.), 12 May, 2005 (12.05.05), Full text; all drawings & US 2003/0114874 A1 & WO 2003/039429 A2	1-18
X	JP 8-505801 A (Ultracision Inc.), 25 June, 1996 (25.06.96), Full text; all drawings & US 5322055 A & EP 1125555 A1 & WO 1994/016631 A1	1-18

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 19 March, 2007 (19.03.07)	Date of mailing of the international search report 27 March, 2007 (27.03.07)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B18/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野
 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))
 Int.Cl. A61B18/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの
 日本国実用新案公報 1922-1996年
 日本国公開実用新案公報 1971-2007年
 日本国実用新案登録公報 1996-2007年
 日本国登録実用新案公報 1994-2007年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	JP 2005-512619 A (エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド) 2005.05.12, 全文全図 & US 2003/0114874 A1 & WO 2003/039429 A2	1-18
X	JP 8-505801 A (ウルトラシジョン インコーポレイテッド) 1996.06.25, 全文全図 & US 5322055 A & EP 1125555 A1 & WO 1994/016631 A1	1-18

C欄の続きにも文献が列挙されている。 パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献	「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献
---	--

国際調査を完了した日 19.03.2007	国際調査報告の発送日 27.03.2007
--------------------------	--------------------------

国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	特許庁審査官 (権限のある職員) 神山 茂樹 電話番号 03-3581-1101 内線 3346	3 I	9 4 3 0
---	--	-----	---------