(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2007 年5 月3 日 (03.05.2007)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2007/049717 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 18/00 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2006/321416

(22) 国際出願日: 2006 年10 月26 日 (26.10.2006)

(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:
特願 2005-314324
2005 年10 月28 日 (28.10.2005) JP

(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２丁目４３番２号 Tokyo (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山田 典弘 (YAMADA, Norihiro) [JP/JP].

(74) 代理人: 鈴江 武彦, 外(SUZUYE, Takehiko et al.); 〒1050001 東京都港区虎ノ門１丁目１２番９号 鈴榮特許綜合事務所内 Tokyo (JP).

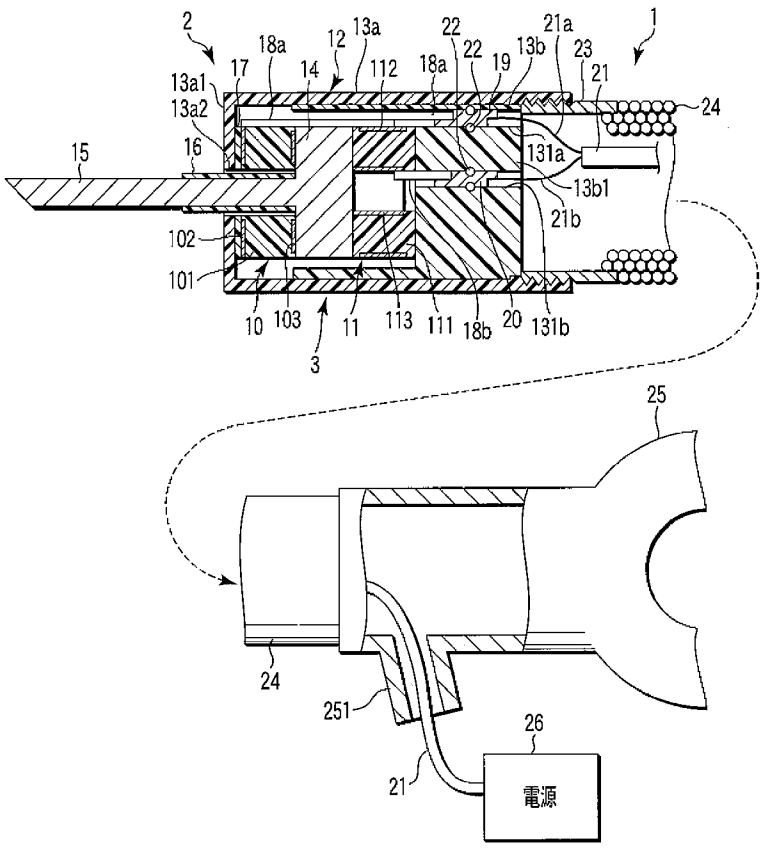
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, 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.

(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,

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONIC TREATMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 超音波治療装置



26 POWER SUPPLY

(57) Abstract: First and second actuators (10, 11) where plus electrodes (102, 112) and minus electrodes (103, 113) are arranged on tubular electrostrictive polymers (101, 111), are arranged oppositely via a fixing member (14). The fixing member (14) is provided with a blade (15) for inserting the first actuator (10) and then the first and second actuators (10, 11) are driven simultaneously such that one actuator contracts while the other actuator extends, thereby vibrating the blade (15) ultrasonically through the fixing member (14).

(57) 要約: 筒状の電歪高分子（１０１，１１１）に対してプラス電極（１０２，１１２）とマイナス電極（１０３，１１３）を配した第１及び第２のアクチュエータ（１０，１１）を、固定部材（１４）を介在して対向配置して、この固定部材（１４）に第１のアクチュエータ（１０）を挿通するブレード（１５）を設け、この第１及び第２のアクチュエータ（１０，１１）を同期して一方を伸縮駆動して、他方を伸展駆動することにより、固定部材（１４）を介してブレード（１５）を超音波振動させるように構成した。

WO 2007/049717 A1

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).

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。

明 細 書

超音波治療装置

技術分野

[0001] この発明は、例えば外科手術等の手術において生体組織を凝固・切開するのに用いられる超音波治療装置に関する。

背景技術

[0002] 一般に、患者の腹部を開腹して外科手術を施す場合や、内視鏡下外科手術を施す場合には、生体組織の凝固・切開を行う手段として超音波治療装置が用いられる。この超音波治療装置は、超音波振動を発振する超音波振動子や、処置部を構成する超音波プローブを有する。そして、超音波振動子で発振された超音波振動が増幅されて超音波プローブに伝達され、その超音波振動を利用して生体組織の凝固・切開処置が行われる。

[0003] 超音波治療装置に用いられている超音波振動子としては、ボルト締めランジュバン型振動子構造(例えば、米国特許第6068647号明細書(特許文献1)参照)や、磁歪型振動子構造(例えば、米国特許第6214017号明細書(特許文献2)参照)のものが知られている。ボルト締めランジュバン型振動子の構造は、圧電素子及び電極を交互に積層して、その積層体をホーンと裏打ち板との間に締結配置した構成である。磁歪型振動子の構造は、磁歪材料をコイルで巻いた構成である。

[0004] ところで、最近、人工筋肉の素材の候補として、誘電エストラマーと称する電場応答性の高分子材料であるシリコーン樹脂や、アクリル系樹脂等の電歪高分子を用いることが考えられている。例えば、日経サイエンス 2004年2月号 56頁～65頁(非特許文献1)、エレクトロニクス実装技術 2002. 1(vol. 18 No. 1) 32頁～38頁(非特許文献2)及び成形加工 vol. 16 No. 10 2004 631頁～637(非特許文献3)参照。電歪高分子は、その両面に電極を薄膜形成している。そして、電極間に電圧を印加すると、一面側が収縮して他面側が伸展する動作を行う。このような電歪高分子を用いたアクチュエータでは、その電極間に周期的に電圧を印加することにより、電歪高分子が伸縮して所望の駆動力を発生する。

[0005] このような電歪高分子を利用したアクチュエータの使用例としては、義手、義足、ハプティック(haptic)やセンシングが可能な柔らかい皮膚、血液等を診断するポンプ等の人工器官や、医療機器等への応用が研究されている(例えば、上記非特許文献3参照。)。

発明の開示

[0006] 上記従来構成の超音波治療装置で従来から一般に使用されている超音波振動子で用いられる圧電素子や、磁歪材料の歪率は1%程度である。そのため、超音波振動子の振幅を大きくして処置能力を高めると、超音波振動子が大型となるという問題を有する。このため、上記超音波治療装置にあっては、内視鏡を用いる治療において要望されている、例えば内視鏡の挿入部に設けられるチャンネルに挿入して所望の処置に供するまでの小型化が難しい。

[0007] また、電歪高分子では100%の歪率を得られることが知られている。しかしながら、例えば電歪高分子を利用したアクチュエータを治療機器等に応用する場合には、単に、治療に適するまでの小型化を実現すればよいものでなく、小型化を実現したうえで、その他の構成部品と有機的に結合して信頼性の高い安定した動作制御を実現することが要望されている。

[0008] この発明は、上記の事情に鑑みてなされたもので、簡易な構成で、且つ、小型化の促進を図り得るようにした超音波治療装置を提供することを目的とする。

[0009] この発明の一局面の態様は、超音波振動して治療部位を処置する処置部と、前記処置部を駆動する駆動手段とを有する超音波治療装置であって、前記駆動手段は、電歪高分子によって形成される第1のアクチュエータ本体と、前記第1のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第1のアクチュエータと、電歪高分子によって形成される第2のアクチュエータ本体と、前記第2のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第2のアクチュエータと、前記処置部に連結され、かつ前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとの間に介在される固定部材と、前記第1及び第2

のアクチュエータの駆動時に、前記第1及び第2のアクチュエータの一方の前記電歪高分子を収縮駆動し、他方の前記電歪高分子を伸展駆動する動作を交互に周期的に繰り返すことにより、前記固定部材を介して前記処置部を超音波振動させる電源手段と、を具備する。

[0010] 好ましくは、前記駆動手段は、前記第1のアクチュエータと、前記第2のアクチュエータを収容するケーシングを有し、前記第1のアクチュエータと、前記第2のアクチュエータは、前記ケーシング内に伸縮自在に収容されている。

[0011] 好ましくは、前記第1のアクチュエータは、円筒形状の電歪高分子によって形成される第1のアクチュエータ本体と、前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の両端部に配設された一対の電極とを有し、前記第2のアクチュエータは、円筒形状の電歪高分子によって形成される第2のアクチュエータ本体と、前記第2のアクチュエータ本体の前記円筒形状の外周面と内周面とにそれぞれ配設された一対の電極とを有し、前記処置部は、前記第1のアクチュエータの前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の内空部に挿入される軸部、前記軸部は、先端部および基端部を有し、前記先端部が前記治療部位に接触して前記治療部位を処置する，を有し、前記固定部材は、前記第1のアクチュエータの前記第1のアクチュエータ本体の基端部と前記第2のアクチュエータの前記第2のアクチュエータ本体の先端部との間に介在され、かつ軸心部に前記処置部の前記軸部の前記基端部が連結される。

[0012] 好ましくは、前記第1のアクチュエータは、前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の前端面に配置された第1のプラス電極と、前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の後端面に配置され、前記固定部材に接する状態で固定された第1のマイナス電極とを有し、前記第2のアクチュエータは、前記第2のアクチュエータ本体の前記円筒形状の外周面に配置され、前記固定部材に非接触状態で固定された第2のプラス電極と、前記第2のアクチュエータ本体の前記円筒形状の内周面に配置され、前記固定部材に接する状態で固定された第2のマイナス電極とを有し、前記第2のプラス電極は、前記第1のプラス電極とプラス配線を介して電気的に接続され、前記第2のマイナス電極は、前記第1のマイナス電極と前記固定部材を介して電気的に接続されている。

[0013] 好ましくは、前記電源手段は、前記第1のアクチュエータの電極間と、前記第2のアクチュエータの電極間とにそれぞれ180°の位相差を有する交流電圧を同期して印加する。

[0014] 好ましくは、前記第1のアクチュエータおよび前記第2のアクチュエータは、電歪高分子によって形成される高分子膜と複数の内部電極とを交互に重ねた積層構造である。

[0015] 本発明の他の一局面の態様は、先端部および基端部を有し、内視鏡のチャンネル内に挿入される挿入部と、前記挿入部の前記先端部に配設され、超音波振動して治療部位を処置する処置部と、前記処置部を駆動する駆動手段とを有し、前記内視鏡による観察下で前記処置部の超音波振動により前記治療部位を処置する超音波治療装置であって、前記挿入部は、先端部および基端部を有し、可撓性を有するシース、前記シースは前記先端部に前記処置部が連結される，を具備し、前記シースは、前記基端部に前記処置部を操作する操作部が配設され、前記駆動手段は、電歪高分子によって形成される第1のアクチュエータ本体と、前記第1のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第1のアクチュエータと、電歪高分子によって形成される第2のアクチュエータ本体と、前記第2のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第2のアクチュエータと、前記処置部に連結され、かつ前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとの間に介在される固定部材と、前記第1及び第2のアクチュエータの駆動時に、前記第1及び第2のアクチュエータの一方の前記電歪高分子を収縮駆動し、他方の前記電歪高分子を伸展駆動する動作を交互に周期的に繰り返すことにより、前記固定部材を介して前記処置部を超音波振動させる電源手段と、を具備する。

[0016] 好ましくは、前記処置部は、先端部および基端部を有する筒状のブレード、前記ブレードは前記先端部に前記ブレードの内腔に連通する吸引孔を有する，と、先端部および基端部を有し、前記シースの内部に配設される吸引チューブ、前記チューブ

は前記先端部が前記ブレードの内腔に連通し、前記基端部が前記操作部から外部に延出され、吸引ポンプに接続される，と、を具備する。

[0017] 好ましくは、前記処置部は、先端部および基端部を有し、前記駆動手段が内蔵される筒状のブレードと、先端部および基端部を有し、前記基端部が前記シースの前記先端部に連結される先端カバー部材と、前記先端カバー部材に回動可能に連結され、前記ブレードに対して開閉可能に支持される鉗子片と、前記鉗子片を前記ブレードに対して開閉駆動する鉗子駆動部と、先端部および基端部を有し、前記シースの内部に前記シースの中心線方向に移動可能に設けられ、前記鉗子駆動部を操作する操作ワイヤと、前記操作部に設けられ、前記操作ワイヤを介して前記鉗子駆動部を駆動し、前記鉗子片を前記ブレードに対して開閉駆動するハンドルと、を具備する。

[0018] 好ましくは、前記ブレードは、筒状のケーシングと、前記ケーシングの内部に配設され、前記ケーシングの内空部を前後に仕切る隔壁、前記隔壁は前記ケーシングの中心部に挿通孔を有する，と、を具備し、前記先端カバー部材は、前記ケーシングの内部に挿入され、前記隔壁の前記挿通孔を介して前記ケーシングの前端部側に延出される固定軸部を有し、前記駆動手段は、前記ケーシングの内空部に前記隔壁を挟んで前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとが対向配置され、かつ前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとを前記固定軸部と前記先端カバー部材とに組み付ける組み付け手段を有する。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]図1は、この発明の第1の実施の形態の超音波治療装置の一部を断面して示した要部の概略構成図である。

[図2A]図2Aは、第1の実施の形態の超音波治療装置の第1のアクチュエータ及び第2のアクチュエータを説明するために示した要部の概略構成図である。

[図2B]図2Bは、第1の実施の形態の超音波治療装置の第1のアクチュエータ及び第2のアクチュエータの動作原理を説明するために示した要部の概略構成図である。

[図3]図3は、図2Bのアクチュエータの電界Eと歪の関係を示した図である。

[図4]図4は、第1の実施の形態の超音波治療装置の第1のアクチュエータ及び第2

のアクチュエータの伸縮動作を説明するために示した図である。

[図5]図5は、第1の実施の形態の超音波治療装置を内視鏡の挿入部に装着した状態を示した特性図である。

[図6]図6は、第1の実施の形態の超音波治療装置のブレード、第1及び第2のケース、シースを内視鏡の挿入部のチャンネルに挿入した状態を拡大して示した図である。

[図7A]図7Aは、第1の実施の形態の超音波治療装置の第1の変形例における第1のアクチュエータの電極構造を示した図である。

[図7B]図7Bは、第1の実施の形態の超音波治療装置の第1の変形例における第2のアクチュエータの電極構造を示した図である。

[図8]図8は、第1の実施の形態の超音波治療装置の第2の変形例におけるブレードと固定部材との取付け構成を示した図である。

[図9]図9は、第1の実施の形態の超音波治療装置の第3の変形例の概略構成を示した図である。

[図10]図10は、第3の変形例の第1のアクチュエータの電圧印加の状態と第2のアクチュエータの電圧印加の状態とを説明する説明図である。

[図11A]図11Aは、第3の変形例の第1及び第2のアクチュエータの初期状態を示した説明図である。

[図11B]図11Bは、第3の変形例の第1のアクチュエータが収縮駆動され、第2のアクチュエータが伸展駆動された状態を示した説明図である。

[図11C]図11Cは、第3の変形例の第1のアクチュエータが伸展駆動され、第2のアクチュエータが収縮駆動された状態を示した説明図である。

[図12]図12は、第1の実施の形態の超音波治療装置の第4の変形例における第1及び第2のアクチュエータの電極構造を示した図である。

[図13]図13は、この発明の第2の実施の形態の超音波治療装置を示した図である。

[図14]図14は、第2の実施の形態の超音波治療装置の要部を軸方向に断面して示した図である。

[図15]図15は、この発明の第3の実施の形態に係る超音波治療装置を示した図である。

[図16]図16は、第3の実施の形態の超音波治療装置の要部を断面して示した図である。

[図17]図17は、第3の実施の形態の超音波治療装置の要部を分解して示した図である。

[図18A]図18Aは、第3の実施の形態の超音波治療装置のアクチュエータの初期状態を示した説明図である。

[図18B]図18Bは、第3の実施の形態の超音波治療装置の第1のアクチュエータが収縮駆動され、第2のアクチュエータが伸展駆動された状態を示した説明図である。

[図18C]図18Cは、第3の実施の形態の超音波治療装置の第1のアクチュエータが伸展駆動され、第2のアクチュエータが収縮駆動された状態を示した説明図である。

発明を実施するための最良の形態

[0020] 以下、この発明の実施の形態について、図面を参照して詳細に説明する。

[0021] （第1の実施の形態）

図1～図6は、この発明の第1の実施の形態を示す。図1は、内視鏡401（図5参照）と併用される超音波治療装置1の要部の概略構成を示す。

[0022] 図5は、内視鏡401の概略構成を示す。内視鏡401は、体内に挿入される細長い挿入部402と、この挿入部402の基端部に連結された操作部403とを有する。挿入部402は、細長い可撓管部404と、この可撓管部404の先端部に基端部が連結された湾曲部405と、この湾曲部405の先端部に基端部が連結された先端硬性部406とを有する。湾曲部405は、真っ直ぐに伸びた通常の直線状態から湾曲形状に湾曲操作可能になっている。図6に示すように先端硬性部406の先端面には、図示しない照明光学系の照明レンズと、観察光学系の対物レンズ407と、処置具挿通チャンネル408の先端開口部408aと、図示しない送気送水用ノズルなどが配設されている。

[0023] 先端硬性部406には、対物レンズ407の後方にCCDなどの撮像素子409とその接続回路基板などが固定されている。なお、撮像素子409に代えて図示しないイメージガイドファイバの先端部を固定して、内視鏡401を電子スコープに限らずにファイバースコープとしてもよい。さらに、先端硬性部406には、処置具挿通チャンネル408の先端部や、送気送水用ノズルに接続された送気チューブと、送水チューブの先端

部などが固定されている。

[0024] 操作部403には術者が把持する把持部410が配設されている。この把持部410にはユニバーサルコード411の基端部が連結されている。このユニバーサルコード411の先端部には図示しない光源装置や、ビデオプロセッサなどに接続されるコネクタ部が連結されている。

[0025] さらに、操作部403には、湾曲部405を湾曲操作する湾曲操作ノブ412と、吸引ボタンと、送気・送水ボタンと、内視鏡撮影用の各種スイッチと、処置具挿入用の口金413などがそれぞれ設けられている。処置具挿入用の口金413には挿入部402内に配設された処置具挿通チャンネル408の基端部に連結される処置具挿入口413aが設けられている。そして、内視鏡用処置具である本実施の形態の超音波治療装置1は、内視鏡401の処置具挿入口413aから処置具挿通チャンネル408内に挿入されて先端硬性部406側まで押し込み操作された後、処置具挿通チャンネル408の先端開口部408aから外部に突出されるようになっている。

[0026] 超音波治療装置1は、図1に示すように細長い可撓性を有する例えば密巻コイルなどのシース24と、シース24の基端部に連結された処置操作部25とを有する。シース24の先端部には、連結管23を介して先端処置部2が連結されている。この先端処置部2には、生体組織の切開・止血等の処置を行う処置部であるブレード15と、このブレード15を超音波振動させる駆動ユニット3とが設けられている。

[0027] 駆動ユニット3は、ケーシング12と、ブレード固定部材14と、第1及び第2のアクチュエータ10, 11とを有する。ケーシング12は前側に配置される第1のケース13aと、第1のケース13aの内部に挿入された状態で組み付けられる後ろ側の第2のケース13bとを有する。

[0028] 第1のケース13aは、筒体によって形成されている。第1のケース13aの前面は、前面板13a1によって閉塞されている。前面板13a1の中央にはブレード挿通孔13a2が形成されている。第1のケース13aの後端部には、シース24の先端部の連結管23の先端部がねじ部を介して連結されている。

[0029] 第2のケース13bは、筒体によって形成されている。第2のケース13bの後面は、後面板13b1によって閉塞されている。後面板13b1には配線用の金属板装着用の2つ

の挿通孔131a，131bが形成されている。

[0030] ブレード15は、例えば上記ブレード固定部材14に一体的に形成されている。このブレード15は、上記第1のケース13aのブレード挿通孔13a2から前方に突出されている。ブレード固定部材14は導電性のある金属材料で形成されている。

[0031] ブレード固定部材14は、第1及び第2のアクチュエータ10，11と一緒に第1及び第2のケース13a，13b内に収容されている。ここで、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、第1及び第2のケース13a，13b内に導電性部材であるブレード固定部材14を挟んで対向配置されている。

[0032] なお、第1及び第2のケース13a，13bを金属材料で形成した場合には、ブレード15の外周部に例えば絶縁チューブ16が被覆されて第1のケース13aとの間の絶縁が保たれた状態で保持される。

[0033] 第1及び第2のアクチュエータ10，11は、超音波振動子を構成する電歪高分子アクチュエータによってそれぞれ形成されている。このうち第1のアクチュエータ10は、円筒形状の電歪高分子101の両端面に伸縮性のある柔軟なプラス電極102及びマイナス電極103が分離して貼り付けられている。ここで、プラス電極102は、第1のケース13aと接する電歪高分子101の前端面に配置され、マイナス電極103は、上記ブレード固定部材14に接する電歪高分子101の後端面に配置されている。第1のアクチュエータ10は、そのプラス電極102と第1のケース13aとの間に絶縁リング17が介在されて第1のケース13aとの間の絶縁が保たれる。そして、第1のアクチュエータ10の電歪高分子101の円筒の内空部には、ブレード15が挿通されている。

[0034] 上記第2のアクチュエータ11は、円筒形状の電歪高分子111の外周面及び内周面に伸縮性のある柔軟なプラス電極112及びマイナス電極113が分離して貼り付けられている。ここで、プラス電極112は、電歪高分子111の外周面に配置され、マイナス電極113は電歪高分子111の内周面に配置されている。そして、そのマイナス電極113は、第1のアクチュエータ10と同様に上記ブレード固定部材14に接する状態で、電気的に接続されている。さらに、第2のアクチュエータ11は、そのプラス電極112が上記第1のアクチュエータ10のプラス電極102とプラス配線18aを介して電気的に接続されている。同様に、第2のアクチュエータ11のマイナス電極113は、上記

第1のアクチュエータ10のマイナス電極103とブレード固定部材14を介して電気的に接続されている。

[0035] 上記第1及び第2のアクチュエータ10，11の電歪高分子101，111は、ゴムのような弾性を有するコンデンサーで、電歪高分子は、静電エラストマとも呼ばれる。これらの電歪高分子101，111は、先述した非特許文献2に示されるように誘電エラストマと称され、例えばアクリル、シリコン、ポリウレタン等の樹脂材料で筒状に形成されている。そして、プラス電極102，112及びマイナス電極103，113は、例えばフォトリソグラフィーを用いて成膜した電極、あるいはバインダとカーボン微粒子を混ぜて吹き付けたカーボン電極等が用いられる。

[0036] 第2のケース13bの一方の電極挿通孔131aには、プラス金属板19、第2のケース13bの他方の電極挿通孔131bには、マイナス金属板20がそれぞれ配設されている。プラス金属板19及びマイナス金属板20の外周面には、それぞれOリング22が装着されている。第2のケース13bの2つの挿通孔131a，131bに対して例えばOリング22を介在してプラス金属板19及びマイナス金属板20がそれぞれ密閉収容されている。

[0037] 上記第2のアクチュエータ11のプラス電極112は、プラス配線18aを介して第2のケース13b内のプラス金属板19に電気的に接続されている。このプラス金属板19には、配線ケーブル21のプラス引き出し配線21aが接続されている。

[0038] 上記第2のアクチュエータ11のマイナス電極113は、マイナス配線18bを介して第2のケース13b内のマイナス金属板20に電気的に接続されている。このマイナス金属板20には、配線ケーブル21のマイナス引き出し配線21bが接続されている。

[0039] 上記配線ケーブル21は、シース24内に挿通され、処置操作部25側に延出されている。処置操作部25には、配線ケーブル引き出し口251が設けられている。配線ケーブル21は、処置操作部25の引き出し口251から引き出される。そして、この引き出し口251から引き出された配線ケーブル21には、電源26に接続されている。電源26は、所望の電圧を周期的に供給する電源手段を構成する。

[0040] 次に、上記第1及び第2のアクチュエータ10，11の駆動原理について図2A，2B、図3を参照して説明する。図2Aは、先述した非特許文献3に示されるように、電歪高

分子を利用した板状のアクチュエータモデル4を示す。このアクチュエータモデル4は、板状の電歪高分子5の一面にプラス電極6、他面にマイナス電極7が形成されている。このプラス電極6とマイナス電極7との間に電圧を所望の周期で印加する。この場合には、電圧の周期に同期して電歪高分子5のプラス電極6とマイナス電極7との間に引力が発生する。そのため、図2Bに示すように電歪高分子5が、その電極間方向に収縮されて、その直交する方向に伸展される。この歪率は、図3に示すように印加する電界Eの二乗に比例され、数10%～300%以上となることが確認されている。

[0041] この動作原理に基づいて、上記第1及び第2のアクチュエータ10，11は、次のとおり動作する。すなわち、第1及び第2のアクチュエータ10，11の動作時には、プラス電極102，112と、マイナス電極103，113との間に電源26からの電圧が所望の周期で印加される。このとき、図4に示すように第1のアクチュエータ10の電歪高分子101は、電圧の周期に同期して電歪高分子101の厚さ方向（電極102と103との間の方向）に収縮されて電歪高分子101の厚さ方向と直交する方向（板面方向）に伸展される。第2のアクチュエータ11の電歪高分子111は、電歪高分子111の筒の径方向に収縮されて筒の径方向と直交する電歪高分子111の筒の軸方向に伸展される。これにより、ブレード固定部材14に設けられたブレード15は、第1のアクチュエータ10と、第2のアクチュエータ11のそれぞれの独立した収縮、伸展動作が交互に周期的に繰り返され、この動作に連動してブレード15が超音波振動される。

[0042] 本実施の形態の超音波治療装置1の使用時には、図5に示すように内視鏡401の操作部403の処置具挿入用の口金413を通して超音波治療装置1が処置具挿通チャンネル408内に挿入される。そして、図6に示すように超音波治療装置1の先端処置部2のブレード15が処置具挿通チャンネル408の先端開口部408aから外部に突出される。この状態で、先端処置部2内の第1及び第2のアクチュエータ10，11は、その各電歪高分子101，111のプラス電極102，112及びマイナス電極103，113に対して上記電源26からの電圧が所望の周期で印加される。これにより、上記図4に示すように第1のアクチュエータ10と、第2のアクチュエータ11とがそれぞれ独立に伸縮駆動、伸展駆動されてブレード15が超音波振動される。そのため、ブレード15を用いた生体組織の切開・止血等の処置が可能となる。

[0043] 次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。上記構成の超音波治療装置1を使用して、生体組織の切開・止血等の処置を行う場合には、先ず内視鏡401の挿入部402を体腔内に挿入する。このとき、内視鏡401の観察光学系の対物レンズ407を通して入射された体腔内の観察像を撮像素子409で撮像し、図示しないモニタに表示される画面によってその画像を観察し、患部を確認する。この内視鏡401によって患部を確認した状態で、内視鏡401の操作部403の処置具挿入用の口金413を通して超音波治療装置1が処置具挿通チャンネル408内に挿入される。そして、図6に示すように超音波治療装置1の先端処置部2のブレード15が処置具挿通チャンネル408の先端開口部408aから外部に突出される。

[0044] 次に、内視鏡401によって患部の観察を行いながら処置操作部25を操作して、ブレード15を前後に移動させて処置部位に合わせる。その後、超音波治療装置1の超音波発生操作手段(図示せず)、例えばフットスイッチや、ハンドスイッチなどを操作する。ここで、第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各プラス電極102, 112及びマイナス電極103, 113には、電源26から電圧が所望の周期で印加される。すると、電源26からの電圧の供給周期に同期して第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各電歪高分子101, 111がそれぞれ独立に収縮駆動、伸展駆動される動作が交互に周期的に繰り返される。これにより、ブレード15が超音波振動されて生体組織の切開・止血処置が行われる。

[0045] そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、上記超音波治療装置1では、ケーシング12内に第1のアクチュエータ10と、第2のアクチュエータ11とをブレード固定部材14を介在して対向配置している。そして、ブレード固定部材14に第1のアクチュエータ10を挿通するブレード15を設け、この第1及び第2のアクチュエータ10, 11を同期して一方を伸縮駆動して、他方を伸展駆動することにより、ブレード固定部材14を介してブレード15を超音波振動させるように構成した。

[0046] これにより、第1及び第2のアクチュエータ10, 11は、先述した非特許文献1及び3に示されるようにその一方が数10%～数100%の歪率で収縮され、その他方が数10%～数100%の歪率で伸展されてブレード15を超音波振動させる。これにより、ブレード15を大きな振幅で超音波振動することが可能となる。そのため、小型のアクチ

ュエータを用いて高い処置能力を有するブレード15を実現することが可能となり、装置の小型化を図ることができる。

[0047] また、上記説明では、第1のアクチュエータ10の電歪高分子101の両側面にプラス電極102と、マイナス電極103とを設けるとともに、第2のアクチュエータ11の電歪高分子111の内周面と、外周面とにプラス電極112と、マイナス電極113とを設けて構成した場合について説明した。しかし、本発明の電極構造は、これに限るものでない。

[0048] 図7A, 7Bは第1の実施の形態の超音波治療装置1の第1の変形例を示す。図7Aは、本変形例の第1のアクチュエータ10の電極構造、図7Bは、本変形例の第2のアクチュエータ11の電極構造をそれぞれ示す。

[0049] 本変形例の第1のアクチュエータ10の電極構造は、電歪高分子101内にこの電歪高分子101の円筒の中心線と同方向に平行に延設された複数のプラス内部電極104と、複数のマイナス内部電極105とが配設されている。ここで、プラス内部電極104と、マイナス内部電極105と、電歪高分子101の膜とは交互に積層された積層構造に形成されている。さらに、複数のプラス内部電極104は、所定の間隔を有して電歪高分子101内に埋設された状態で、プラス電極102に電気的に接続されている。同様に、複数のマイナス内部電極105は、所定の間隔を有して電歪高分子101内に埋設された状態で、マイナス電極103に電気的に接続されている。

[0050] 本変形例の第2のアクチュエータ11の電極構造は、電歪高分子111内にこの電歪高分子101の円筒の中心線と直交する方向に延設された複数のプラス内部電極114と、複数のマイナス内部電極115とが配設されている。ここで、プラス内部電極114と、マイナス内部電極115と、電歪高分子111の膜とは交互に積層された積層構造に形成されている。さらに、複数のプラス内部電極114は、所定の間隔を有して電歪高分子111内に埋設された状態で、プラス電極112に電気的に接続されている。同様に、複数のマイナス内部電極115は、所定の間隔を有して電歪高分子111内に埋設された状態で、マイナス電極113に電気的に接続されている。

[0051] 図8は、第1の実施の形態の超音波治療装置1の第2の変形例を示す。第1の実施の形態では、ブレード15をブレード固定部材14に一体形成する構成を示したが、上

記構成に限ることはない。本変形例は、ブレード15をブレード固定部材14にねじで締結する構成にしたものである。

[0052] 本変形例のブレード固定部材14には、ねじ孔141が形成されている。ブレード固定部材14のねじ孔141は、円筒状の電歪高分子101の内空部を貫通して配置されている。ブレード15の基端には、雄ねじ部151が設けられている。ブレード15の雄ねじ部151は、ブレード固定部材14のねじ孔141とねじ締結可能に設けられている。そして、ブレード15の基端部は、第1のアクチュエータ10の電歪高分子101の円筒の内空部に挿通されたのち、雄ねじ部151がブレード固定部材14のねじ孔141に螺合されて固定される。

[0053] 本変形例でも第1の実施の形態の超音波治療装置1と同様の効果がある。さらに、本変形例でも、上記ブレード15と第1のケース13aのブレード挿通孔13a2との間に図8中では図示しない絶縁チューブ16(図1参照)を介在して絶縁配置してもよい。さらに、第1のアクチュエータ10のプラス電極102と第1のケース13aとの間に絶縁リング17(図1参照)を介在して絶縁配置してもよい。この場合は、大きい出力が要求され、第1のアクチュエータ10と、第2のアクチュエータ11とに高電圧が印加される場合に特に良好な効果が得られる。

[0054] 図9～図11Cは、第1の実施の形態の超音波治療装置1の第3の変形例を示す。第1の実施の形態では異なる電極構造を有する第1のアクチュエータ10と、第2のアクチュエータ11とを用いて構成したが、これに限ることはない。本変形例では、図9に示すように第1のアクチュエータ10と、第2のアクチュエータ11とを同一の電極構造にしたものである。

[0055] すなわち、図9に示す電極構造は、第1のアクチュエータ10として、第1の実施の形態の第2のアクチュエータ11と同様の構成のアクチュエータを使用したものである。本変形例の第1のアクチュエータ10は、円筒形状の電歪高分子101Aの外周面に伸縮性のある柔軟なプラス電極102Aが貼り付けられている。さらに、電歪高分子101Aの内周面には、伸縮性のある柔軟なマイナス電極103Aがプラス電極102Aから分離して貼り付けられている。そして、第1のアクチュエータ10は、ブレード固定部材14を挟んで第2のアクチュエータ11と対向配置されている。

[0056] プラス電極102Aは、電歪高分子101Aの外周面に配置され、マイナス電極103Aは電歪高分子111の内周面に配置されている。そして、そのマイナス電極103Aは、上記ブレード固定部材14に接する状態で、電気的に接続されている。

[0057] 第2のアクチュエータ11は、第1の実施の形態の第2のアクチュエータ11と同様に構成されている。第2のアクチュエータ11のプラス電極112は上記第1のアクチュエータ10のプラス電極102Aとプラス配線18aを介して電気的に接続されている。同様に、第2のアクチュエータ11のマイナス電極113は、上記第1のアクチュエータ10のマイナス電極103Aとブレード固定部材14を介して電気的に接続されている。

[0058] 第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各プラス電極102A, 112は、ブレード固定部材14に短絡しないように配置されている。そして、第1のアクチュエータ10のプラス電極102Aは、プラス配線264aを介して電源26aに接続されている。また、第2のアクチュエータ11のプラス電極112は、プラス配線264cを介して電源26aに接続されている。

[0059] 第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各マイナス電極103A, 113は、ブレード固定部材14に導通されて配される。そして、第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各マイナス電極103A, 113は、マイナス配線264bを介して電源26aに接続されている。

[0060] 電源26aは、交流電源261と、バイアス回路262と、反転回路263とを有する。第1及び第2のアクチュエータ10, 11のプラス電極102A, 112は、電源26aの反転回路263に電圧が180° の位相差を有するように配線接続される。すなわち、第1のアクチュエータ10のプラス配線264aは、反転回路263を介して接続されているので、第2のアクチュエータ11のプラス配線264cの電圧と180° の位相差がある。そして、第1及び第2のアクチュエータ10, 11には、この電源26aを介して180° の位相差を有する電圧が周期的に供給されて駆動制御される。

[0061] 図10は、本変形例の第1のアクチュエータ10の電圧印加の状態と第2のアクチュエータ11の電圧印加の状態とを説明する説明図である。図10中で、P0は、自然状態の第1及び第2のアクチュエータ10, 11の形状を示す。P1、P3は、電源26aからバイアス電圧Voが印加され、交流電圧が0Vの場合（基準状態）の第1及び第2のアク

チュエータ10，11の形状である。P2は、電源26aから電圧Vo＋Eoが印加されて収縮した場合の第1及び第2のアクチュエータ10，11の形状である。P4は、電圧Vo－Eoが印加されて伸展した場合の第1及び第2のアクチュエータ10，11の形状である。

[0062] そして、第1及び第2のアクチュエータ10，11の動作時には、T1の時点では、第1及び第2のアクチュエータ10，11はそれぞれ基準状態のP1、P3の形状となる。また、T2時点では、第1のアクチュエータ10は、電源26aから電圧Vo＋Eoが印加され、収縮したP2の形状に変形する。このとき、第2のアクチュエータ11は、電圧Vo－Eoが印加され、伸展したP4の形状に変形する。

[0063] T3の時点では、第1及び第2のアクチュエータ10，11はそれぞれ基準状態のP1、P3の形状となる。T2時点では、第1のアクチュエータ10は、電源26aから電圧Vo－Eoが印加され、伸展したP4の形状に変形する。このとき、第2のアクチュエータ11は、電圧Vo＋Eoが印加され、収縮したP2の形状に変形する。

[0064] 上記構成において、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、電源26aからの電圧が0Vの状態で、図11Aの示すように初期状態に設定される。そして、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、電源26aを介して第1のアクチュエータ10に電圧Vo－Eoが印加され、第2のアクチュエータ11に電圧Vo＋Eoが印加されると、図11Bの矢印に示すように第1のアクチュエータ10が収縮駆動され、第2のアクチュエータ11が伸展駆動される。また、第1のアクチュエータ10に対して電源26aから電圧Vo＋Eoが印加され、第2のアクチュエータ11に電圧Vo－Eoが印加されると、図11Cに矢印で示すように第1のアクチュエータ10が伸展駆動され、第2のアクチュエータ11が収縮駆動される。このようにして、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、協働してブレード15を軸方向に超音波振動させる。

[0065] これにより、本変形例でも第1の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0066] 図12は、第1の実施の形態の超音波治療装置1の第4の変形例を示す。本変形例は、第2のアクチュエータ11として、第1の実施の形態の第1のアクチュエータ10と同様の構成のアクチュエータを使用したものである。本変形例の第2のアクチュエータ11は、円筒形状の電歪高分子111Aの両端面に伸縮性のある柔軟なプラス電極112

A及びマイナス電極113Aが分離して貼り付けられている。ここで、プラス電極112Aは、第2のケース13bと接する電歪高分子111Aの後端面に配置され、マイナス電極113Aは、上記ブレード固定部材14に接する電歪高分子111Aの前端面に配置されている。

[0067] この場合、第1のアクチュエータ10のマイナス電極103と、第2のアクチュエータ11のマイナス電極113Aとは、ブレード固定部材14を介して対向配置され、このブレード固定部材14にそれぞれが導通されて取付けられている。

[0068] また、第1のアクチュエータ10は、そのプラス電極102と第1のケース13aとの間に絶縁リング17が介在されて第1のケース13aとの間の絶縁が保たれる。同様に、第2のアクチュエータ11は、そのプラス電極112Aと第2のケース13bとの間に絶縁リング17が介在されて第2のケース13bとの間の絶縁が保たれる。

[0069] そして、第1及び第2のアクチュエータ10, 11は、各プラス電極102, 112A及び第2のアクチュエータ11のマイナス電極113Aが上記電源26aに第3の変形例(図9～図11C)と同様に接続されている。すなわち、第1のアクチュエータ10のプラス電極102は、プラス配線264aを介して電源26aに接続されている。また、第2のアクチュエータ11のプラス電極112Aは、プラス配線264cを介して電源26aに接続されている。

[0070] 第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各マイナス電極103, 113Aは、ブレード固定部材14に導通されて配される。そして、第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各マイナス電極103, 113Aは、マイナス配線264bを介して電源26aに接続されている。

[0071] 第1及び第2のアクチュエータ10, 11のプラス電極102, 112Aは、電源26aの反転回路263に電圧が180° の位相差を有するように配線接続される。すなわち、第1のアクチュエータ10のプラス配線264aは、反転回路263を介して接続されているので、第2のアクチュエータ11のプラス配線264cの電圧と180° の位相差がある。そして、第1及び第2のアクチュエータ10, 11には、この電源26aを介して180° の位相差を有する電圧が周期的に供給されて駆動制御される。

[0072] なお、上記図8、図9及び図12の電極構造においても、上述した第1の変形例(図7

A，7B参照）のように複数のプラス内部電極104，114と、マイナス内部電極105，115と、電歪高分子101，111の膜とを交互に積層させた積層構造を埋設して構成しても良い。

[0073] （第2の実施の形態）

図13及び図14は、この発明の第2の実施の形態を示す。但し、この図13及び図14において、上記第1の実施の形態と同一部分には同一の符号を付して、その詳細な説明を省略する。

[0074] 本実施の形態は、図13に示すように生体組織の粉砕・乳化処置を施す超音波吸引装置1Aに本発明を適用したものである。すなわち、本実施の形態では、先端処置部2のブレード15aの軸心部に貫通孔151aを設けるとともに、図14に示すようにブレード固定部材14aの軸心部にも貫通孔141aを設けている。

[0075] 図14に示すようにブレード固定部材14aは、上記第1及び第2のアクチュエータ10，11間に介設されている。このブレード固定部材14aには、前端面に上記ブレード15aが突出して設けられている。ブレード固定部材14aの後端面には、管状のポート27が突出して設けられている。そして、ブレード15aは、上記第1のアクチュエータ10の筒体の内空部に挿通され、さらに第1のケース13aのブレード挿通孔13a2から前方に突設されている。

[0076] また、上記ポート27は、上記第2のアクチュエータ11の筒体の内空部に挿通されている。このポート27に対向して第2のケース13bには、連通孔13b2が設けられている。この連通孔13b2の前端部には、上記ポート27が図示しないOリングを介在して密封結合されている。

[0077] 連通孔13b2の後端部には、管状の連結部材13b3を介して排出チューブ28の一端部が取り付けられている。この排出チューブ28は、シース24内に挿通されている。

[0078] 図13に示すように処置操作部25には、配線ケーブル引き出し口251に隣接させてチューブ排出口252が設けられている。排出チューブ28の基端部は、処置操作部25のチューブ排出口252から引き出されて排出ポンプ29に連結されている。

[0079] 次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。上記構成の超音波吸引装置1Aで、生体組織の粉砕・乳化処置を行う場合には、先ず上記内視鏡401の

挿入部402を体腔内に挿入する。このとき、内視鏡401の観察光学系の対物レンズ407を通して入射された体腔内の観察像を撮像素子409で撮像し、図示しないモニタに表示される画面によってその画像を観察し、患部を確認する。この内視鏡401によって患部を確認した状態で、内視鏡401の操作部403の処置具挿入用の口金413を通して上記構成の超音波吸引装置1Aが処置具挿通チャンネル408内に挿入される。そして、上記構成の超音波吸引装置1Aの先端処置部2のブレード15aが処置具挿通チャンネル408の先端開口部408aから外部に突出される(図6参照)。

[0080] 次に、患部の観察を行いながら処置操作部25を操作して、ブレード15aを前後に移動させる。これにより、ブレード15aの先端部を処置部位に合わせて接近させる。その後、超音波発生操作手段(図示せず)を操作する。ここで、第1及び第2のアクチュエータ10, 11は、その各プラス電極102, 112及びマイナス電極103, 113間に上述したように電源26から電圧が所望の周期で印加される。すると、電源26からの電圧の供給周期に同期して第1及び第2のアクチュエータ10, 11の各電歪高分子101, 111がそれぞれ独立に収縮駆動、伸展駆動される。これにより、ブレード15aが超音波振動されて生体組織の粉砕・乳化処置が行われる。

[0081] この際、排出ポンプ29が駆動される。そのため、粉砕・乳化処置された生体組織がブレード15aの貫通孔151aに吸引されてポート27、連通孔13b2及びチューブ28を通して排出ポンプ29から図示しない排出瓶に排出される。

[0082] そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態の超音波吸引装置1Aでも、上記第1の実施の形態と同様に、電歪高分子アクチュエータを使用する第1及び第2のアクチュエータ10, 11を用いて高い処置能力を有するブレード15を実現することが可能となり、小型で処置能力が高い超音波吸引装置1Aを提供することができる。

[0083] なお、この第2の実施の形態においても、第1及び第2のアクチュエータ10, 11の電極構造としては、上記第1の実施の形態において説明したいずれの変形例の電極構造を用いても適用することが可能であり、いずれの電極構造を用いて構成しても同様の効果が得られる。

[0084] (第3の実施の形態)

図15乃至図18Cは、この発明の第3の実施の形態を示す。但し、この図15乃至図18Cにおいて、上記第1の実施の形態と同一部分には同一の符号を付して、その詳細な説明を省略する。

[0085] 本実施の形態は、図15に示すように生体組織を挟んで凝固切開処置を施す超音波凝固切開装置1Bに本発明を適用したものである。すなわち、本実施の形態では、先端処置部2に配置されたブレード15bの基端部に鉗子片30が開閉自在に配設されている。

[0086] また、密巻コイルなどのシース24の先端部には円筒状の先端カバー31の基端部が固定されている。図16に示すように先端カバー31には、上記鉗子片30の中間部が主軸ピン301を介して回動自在に軸支されている。

[0087] 鉗子片30の基端部には、リンク部材33の先端部が支持ピン331を介して回動自在に取付けられている。リンク部材33の基端部には、連結部材34が操作ピン341を介して回動自在に取付けられている。

[0088] 連結部材34は、先端カバー31に設けられる案内溝313に沿って軸方向に移動自在に配される。そして、この連結部材34には、操作ワイヤ35の先端部が取付けられている。この操作ワイヤ35は、上記シース24内に挿通されている。

[0089] また、上記処置操作部25には、ハンドル36が操作ワイヤ35の軸方向にスライド操作自在に取付けられている。ハンドル36には操作ワイヤ35の基端部が固定されている。そして、図15中で、ハンドル36の矢印A，B方向のスライド操作により、操作ワイヤ35を介して鉗子片30が移動操作される。

[0090] ハンドル36を手前側に引っ張り操作して操作ワイヤ35が図15中で、矢印A方向に引き込まれると、リンク部材33が連結部材34、操作ピン341を介して手元側に引っ張り操作され、時計方向に回動される。これにより、鉗子片30は、主軸ピン301を中心として反時計方向に回動される。その結果、鉗子片30は、ブレード15bに接近する方向（閉方向）に移動する。

[0091] また、上記ハンドル36が押し出し方向に操作されると、上記操作ワイヤ35が図15中で、矢印B方向に移動される。このとき、リンク部材33が連結部材34、操作ピン341を介して押し出し操作され、反時計方向に回動される。これにより、鉗子片30は、主

軸ピン301を中心として時計方向に回動される。その結果、鉗子片30は、上記ブレード15bから離間される方向（開方向）に移動する。

[0092] また、ブレード15bは、図16及び図17に示すように円筒状に形成されたブレード本体15b1を有する。ブレード本体15b1の円筒の中間部には、隔壁152bが設けられている。この隔壁152bの軸心部には、挿通孔151bを有する。ブレード15b内には、筒状の第1及び第2のアクチュエータ10，11が隔壁152bを挟んで収容配置されている。

[0093] 第1のアクチュエータ10は、円筒状の電歪高分子101と、電歪高分子101の外周面に貼り付けられたプラス電極102と、電歪高分子101の内周面に貼り付けられたマイナス電極103とを有する。同様に、第2のアクチュエータ11は、円筒状の電歪高分子111と、電歪高分子111の外周面に貼り付けられたプラス電極112と、電歪高分子111の内周面に貼り付けられたマイナス電極113とを有する。

[0094] また、上記ブレード15b内に内挿された第1及び第2のアクチュエータ10，11の各円筒の内空部、隔壁152bの挿通孔151bには、先端カバー31に突設された固定軸部311が挿通されている。この固定軸部311の先端部には、ねじ部312が設けられている。このねじ部312は、カバー押さえ部材32に設けられたねじ孔321に螺合されている。

[0095] これにより、ブレード15b内に収容配置される第1のアクチュエータ10は、ブレード15bの隔壁152bとカバー押さえ部材32との間に配され、第2のアクチュエータ11は、ブレード15bの隔壁152bと先端カバー31との間に配される。

[0096] また、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、第1の実施の形態の超音波治療装置1の第3の変形例（図9～図11C参照）と同様の電極構造に形成されている。すなわち、第1のアクチュエータ10は、隔壁152bを挟んで第2のアクチュエータ11と対向配置されている。

[0097] 第2のアクチュエータ11は、第1の実施の形態の第2のアクチュエータ11と同様に構成されている。第2のアクチュエータ11のプラス電極112は上記第1のアクチュエータ10のプラス電極102とプラス配線18aを介して電気的に接続されている。同様に、第2のアクチュエータ11のマイナス電極113は、上記第1のアクチュエータ10のマ

イナス電極103と隔壁152bを介して電気的に接続されている。

[0098] 第1及び第2のアクチュエータ10，11の各プラス電極102，112は、隔壁152bに短絡しないように配置されている。そして、第1のアクチュエータ10のプラス電極102は、プラス配線264aを介して電源26aに接続されている。また、第2のアクチュエータ11のプラス電極112は、プラス配線264cを介して電源26aに接続されている。

[0099] 第1及び第2のアクチュエータ10，11の各マイナス電極103，113は、隔壁152bに導通されて配される。そして、第1及び第2のアクチュエータ10，11の各マイナス電極103，113は、マイナス配線264bを介して電源26aに接続されている。

[0100] 電源26aは、交流電源261と、バイアス回路262と、反転回路263とを有する。第1及び第2のアクチュエータ10，11のプラス電極102A，112は、電源26aの反転回路263に電圧が180° の位相差を有するように配線接続される。すなわち、第1のアクチュエータ10のプラス配線264aは、反転回路263を介して接続されているので、第2のアクチュエータ11のプラス配線264cの電圧と180° の位相差がある。そして、第1及び第2のアクチュエータ10，11には、この電源26aを介して180° の位相差を有する電圧が周期的に供給されて駆動制御される。

[0101] そして、第1のアクチュエータ10のプラス配線264aと、第2のアクチュエータ11のプラス配線264cと、第1及び第2のアクチュエータ10，11のマイナス配線264bとは、配線ケーブル21内に挿通されている。この配線ケーブル21は、上記電源26aに接続されている。これにより、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、そのプラス電極102，112及びマイナス電極103，113間に、上述したように電源26aから180° の位相差を有した電圧が印加される。その印加される周期に応じて、第1及び第2のアクチュエータ10，11は、図18Aに示す初期位置と、図18Bに示すように第1のアクチュエータ10が軸方向に伸展され、第2のアクチュエータ11が収縮される状態と、図18Cに示すように第1のアクチュエータ10が軸方向に収縮され、第2のアクチュエータ11が伸展される状態とに変形される。これにより、ブレード15bを超音波振動させる。

[0102] 次に、上記構成の本実施の形態の作用について説明する。上記構成の超音波凝固切開装置1Bにおいて、生体組織の凝固・切開処置を行う場合には、先ず上記内視鏡401の挿入部402を体腔内に挿入する。このとき、内視鏡401の観察光学系の

対物レンズ407を通して入射された体腔内の観察像を撮像素子409で撮像し、図示しないモニタに表示される画面によってその画像を観察し、患部を確認する。この内視鏡401によって患部を確認した状態で、内視鏡401の操作部403の処置具挿入用の口金413を通して上記構成の超音波凝固切開装置1Bが処置具挿通チャンネル408内に挿入される。そして、上記構成の超音波凝固切開装置1Bの先端処置部2のブレード15bが処置具挿通チャンネル408の先端開口部408aから外部に突出される(図6参照)。

[0103] 次に、患部の観察を行いながら処置操作部25を操作して、ブレード15bを前後に移動させる。これにより、ブレード15bの先端部を処置部位に合わせて接近させる。その後、処置操作部25のハンドル36を押し出し操作して鉗子片30を開く。この状態で、ブレード15bと鉗子片30との間に患部が位置するように移動調整する。続いて、ブレード15bと鉗子片30との間に患部が位置した状態を確認したのち、ハンドル36を引っ張り操作する。これにより、鉗子片30を閉方向に回動させて鉗子片30とブレード15bとの間で生体組織を挟持する。

[0104] 次に、挟持状態を確認しながら処置操作部25を操作して、電源26aから180° の位相差を有した電圧を所望の周期で第1及び第2のアクチュエータ10, 11のプラス電極102, 112及びマイナス電極193, 113間に印加する。すると、電源26aからの電圧の供給周期に同期して第1及び第2のアクチュエータ10, 11は、図18Bに示すように第1のアクチュエータ10が軸方向に伸展され、第2のアクチュエータ11が収縮される状態と、図18Cに示すように第1のアクチュエータ10が軸方向に収縮され、第2のアクチュエータ11が伸展される状態とに変形される。これにより、ブレード15bが超音波振動されて鉗子片30との間で挟持した生体組織の凝固切開処置が行われる。

[0105] そこで、上記構成のものにあっては次の効果を奏する。すなわち、本実施の形態の超音波凝固切開装置1Bでも、上記第1の実施の形態と同様に、電歪高分子アクチュエータを使用する第1及び第2のアクチュエータ10, 11を用いて高い処置能力を有するブレード15bを実現することが可能となり、小型で処置能力が高い超音波凝固切開装置1Bを提供することができる。

[0106] なお、この第3の実施の形態の超音波凝固切開装置1Bにおいても、第1及び第2のアクチュエータ10，11の電極構造としては、上記第1の実施の形態において説明したいずれの変形例の電極構造を用いてもよく、いずれの電極構造を用いて構成しても同様の効果が得られる。

[0107] また、この発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施することができる。

[0108] さらに、上記実施の形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

[0109] 例えば、上記実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、本発明の課題が解決でき、本発明の効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

請求の範囲

[1] 超音波振動して治療部位を処置する処置部と、前記処置部を駆動する駆動手段とを有する超音波治療装置であって、

前記駆動手段は、

電歪高分子によって形成される第1のアクチュエータ本体と、前記第1のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第1のアクチュエータと、

電歪高分子によって形成される第2のアクチュエータ本体と、前記第2のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第2のアクチュエータと、

前記処置部に連結され、かつ前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとの間に介在される固定部材と、

前記第1及び第2のアクチュエータの駆動時に、前記第1及び第2のアクチュエータの一方の前記電歪高分子を収縮駆動し、他方の前記電歪高分子を伸展駆動する動作を交互に周期的に繰り返すことにより、前記固定部材を介して前記処置部を超音波振動させる電源手段と、

を具備する。

[2] 請求項1に記載の超音波治療装置であって、

前記駆動手段は、

前記第1のアクチュエータと、前記第2のアクチュエータを収容するケーシングを有し、

前記第1のアクチュエータと、前記第2のアクチュエータは、前記ケーシング内に伸縮自在に収容されている。

[3] 請求項1に記載の超音波治療装置であって、

前記第1のアクチュエータは、円筒形状の電歪高分子によって形成される第1のアクチュエータ本体と、前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の両端部に配

設された一対の電極とを有し、

前記第2のアクチュエータは、円筒形状の電歪高分子によって形成される第2のアクチュエータ本体と、前記第2のアクチュエータ本体の前記円筒形状の外周面と内周面とにそれぞれ配設された一対の電極とを有し、

前記処置部は、前記第1のアクチュエータの前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の内空部に挿入される軸部、前記軸部は、先端部および基端部を有し、前記先端部が前記治療部位に接触して前記治療部位を処置する，を有し、

前記固定部材は、前記第1のアクチュエータの前記第1のアクチュエータ本体の基端部と前記第2のアクチュエータの前記第2のアクチュエータ本体の先端部との間に介在され、かつ軸心部に前記処置部の前記軸部の前記基端部が連結される。

[4] 請求項3に記載の超音波治療装置であって、

前記第1のアクチュエータは、前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の前端面に配置された第1のプラス電極と、前記第1のアクチュエータ本体の前記円筒形状の後端面に配置され、前記固定部材に接する状態で固定された第1のマイナス電極とを有し、

前記第2のアクチュエータは、前記第2のアクチュエータ本体の前記円筒形状の外周面に配置され、前記固定部材に非接触状態で固定された第2のプラス電極と、前記第2のアクチュエータ本体の前記円筒形状の内周面に配置され、前記固定部材に接する状態で固定された第2のマイナス電極とを有し、

前記第2のプラス電極は、前記第1のプラス電極とプラス配線を介して電気的に接続され、

前記第2のマイナス電極は、前記第1のマイナス電極と前記固定部材を介して電気的に接続されている。

[5] 請求項1に記載の超音波治療装置であって、

前記電源手段は、前記第1のアクチュエータの電極間と、前記第2のアクチュエータの電極間とにそれぞれ180° の位相差を有する交流電圧を同期して印加する。

[6] 請求項1に記載の超音波治療装置であって、

前記第1のアクチュエータおよび前記第2のアクチュエータは、電歪高分子によって

形成される高分子膜と複数の内部電極とを交互に重ねた積層構造である。

[7] 先端部および基端部を有し、内視鏡のチャンネル内に挿入される挿入部と、

前記挿入部の前記先端部に配設され、超音波振動して治療部位を処置する処置部と、

前記処置部を駆動する駆動手段とを有し、

前記内視鏡による観察下で前記処置部の超音波振動により前記治療部位を処置する超音波治療装置であって、

前記挿入部は、先端部および基端部を有し、可撓性を有するシース、前記シースは前記先端部に前記処置部が連結される，を具備し、

前記シースは、前記基端部に前記処置部を操作する操作部が配設され、

前記駆動手段は、

電歪高分子によって形成される第1のアクチュエータ本体と、前記第1のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第1のアクチュエータと、

電歪高分子によって形成される第2のアクチュエータ本体と、前記第2のアクチュエータ本体に互いに離間して絶縁される状態で配設された少なくとも一対の電極とを具備し、前記電極間に電圧が印加されると、前記電歪高分子が伸縮駆動される第2のアクチュエータと、

前記処置部に連結され、かつ前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとの間に介在される固定部材と、

前記第1及び第2のアクチュエータの駆動時に、前記第1及び第2のアクチュエータの一方の前記電歪高分子を収縮駆動し、他方の前記電歪高分子を伸展駆動する動作を交互に周期的に繰り返すことにより、前記固定部材を介して前記処置部を超音波振動させる電源手段と、

を具備する。

[8] 請求項7に記載の超音波治療装置であって、

前記処置部は、

先端部および基端部を有する筒状のブレード、前記ブレードは前記先端部に前記ブレードの内腔に連通する吸引孔を有する，と、

先端部および基端部を有し、前記シースの内部に配設される吸引チューブ、前記チューブは前記先端部が前記ブレードの内腔に連通し、前記基端部が前記操作部から外部に延出され、吸引ポンプに接続される，と、

を具備する。

[9] 請求項7に記載の超音波治療装置であって、

前記処置部は、

先端部および基端部を有し、前記駆動手段が内蔵される筒状のブレードと、

先端部および基端部を有し、前記基端部が前記シースの前記先端部に連結される先端カバー部材と、

前記先端カバー部材に回動可能に連結され、前記ブレードに対して開閉可能に支持される鉗子片と、

前記鉗子片を前記ブレードに対して開閉駆動する鉗子駆動部と、

先端部および基端部を有し、前記シースの内部に前記シースの中心線方向に移動可能に設けられ、前記鉗子駆動部を操作する操作ワイヤと、

前記操作部に設けられ、前記操作ワイヤを介して前記鉗子駆動部を駆動し、前記鉗子片を前記ブレードに対して開閉駆動するハンドルと、

を具備する。

[10] 請求項9に記載の超音波治療装置であって、

前記ブレードは、筒状のケーシングと、

前記ケーシングの内部に配設され、前記ケーシングの内空部を前後に仕切る隔壁、前記隔壁は前記ケーシングの中心部に挿通孔を有する，と、

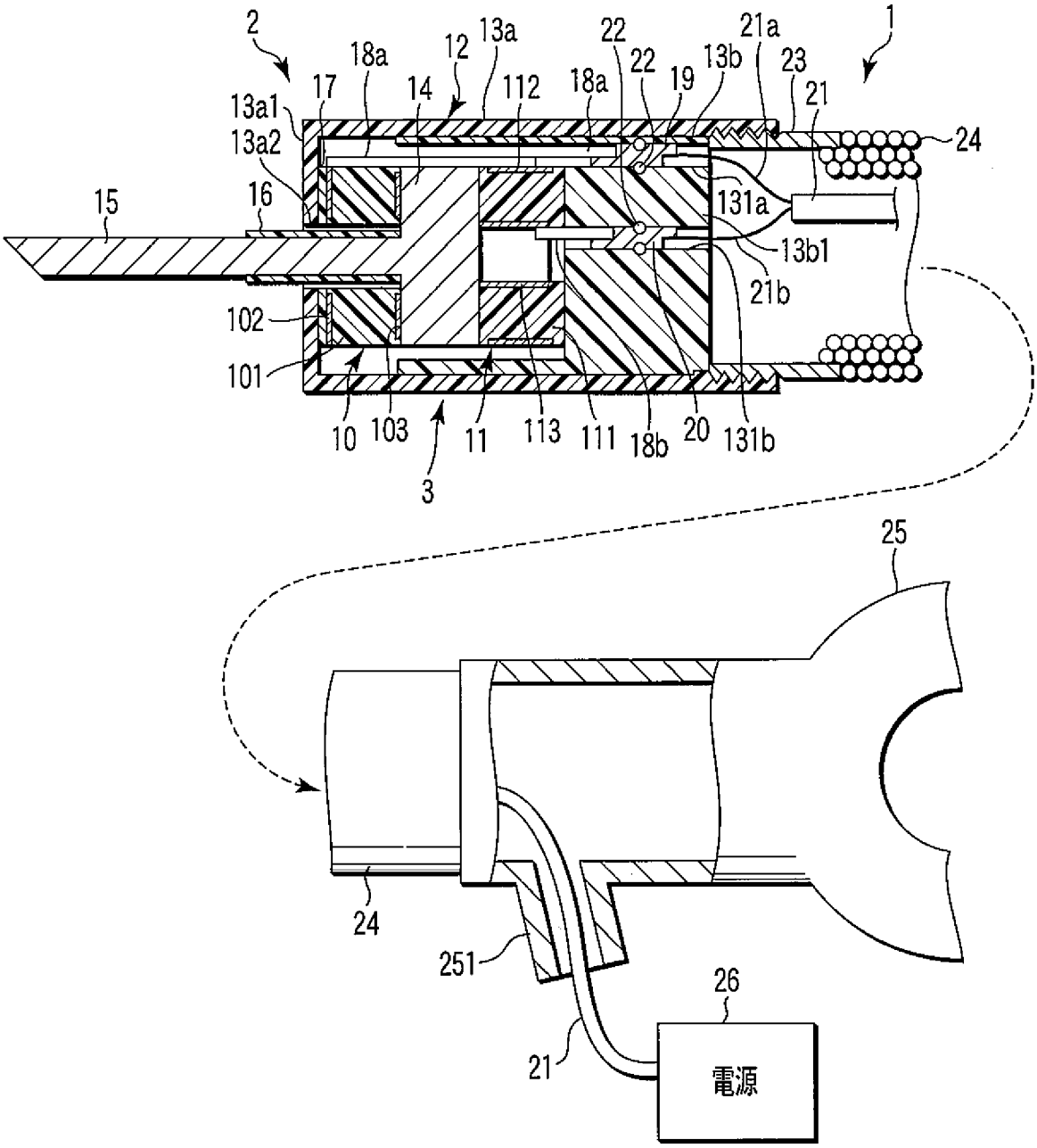
を具備し、

前記先端カバー部材は、前記ケーシングの内部に挿入され、前記隔壁の前記挿通孔を介して前記ケーシングの前端部側に延出される固定軸部を有し、

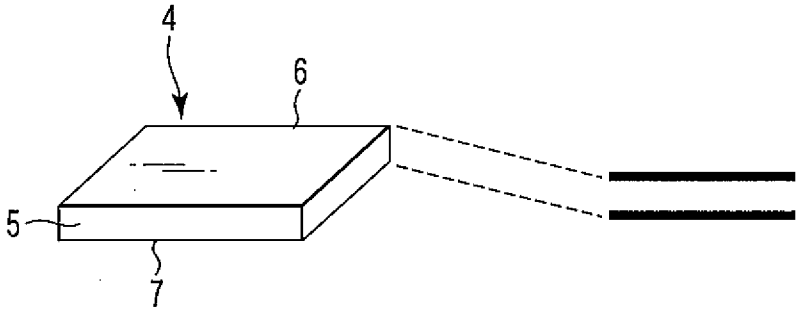
前記駆動手段は、前記ケーシングの内空部に前記隔壁を挟んで前記第1のアクチュエータと前記第2のアクチュエータとが対向配置され、かつ前記第1のアクチュエー

タと前記第2のアクチュエータとを前記固定軸部と前記先端カバー部材とに組み付ける組み付け手段を有する。

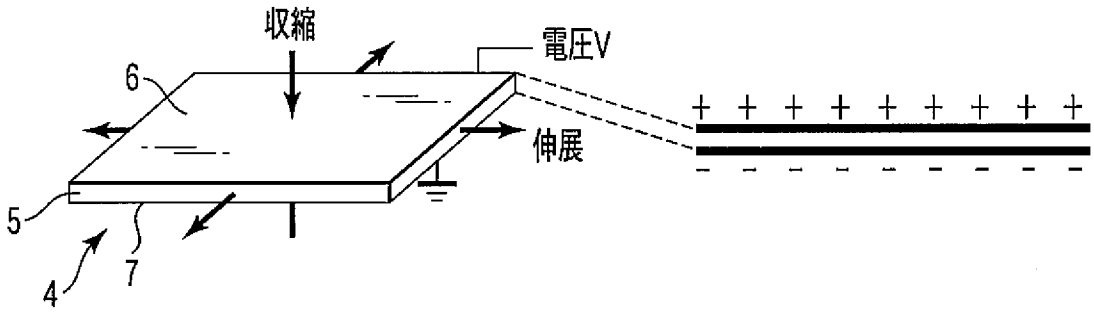
[図1]


2
18a
12
13a
22
21a
1
17
14
112
18a
22
19
13b
23
21
13a1
13a2
24
16
15
131a
13b1
21b
102
101
10
103
11
113
111
18b
20
131b
3
25
24
251
26
21
電源

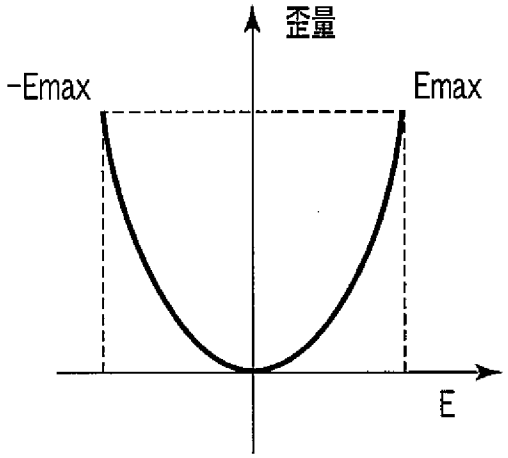
[図2A]


4
6
5
7

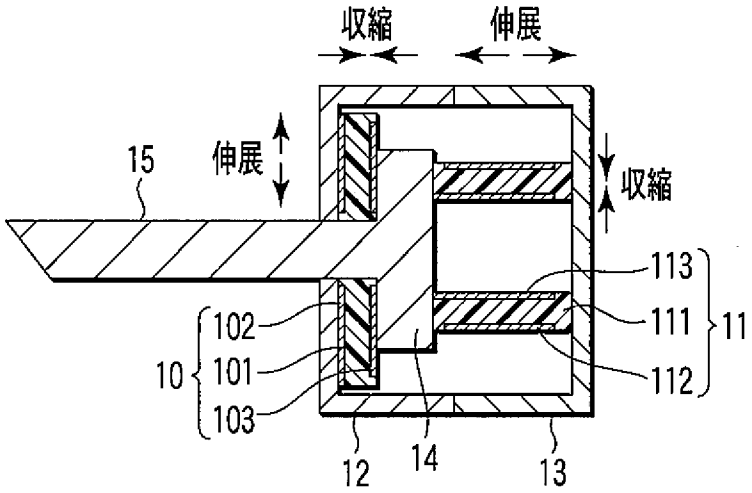
[図2B]


収縮
電圧V
6
伸展
5
4
7

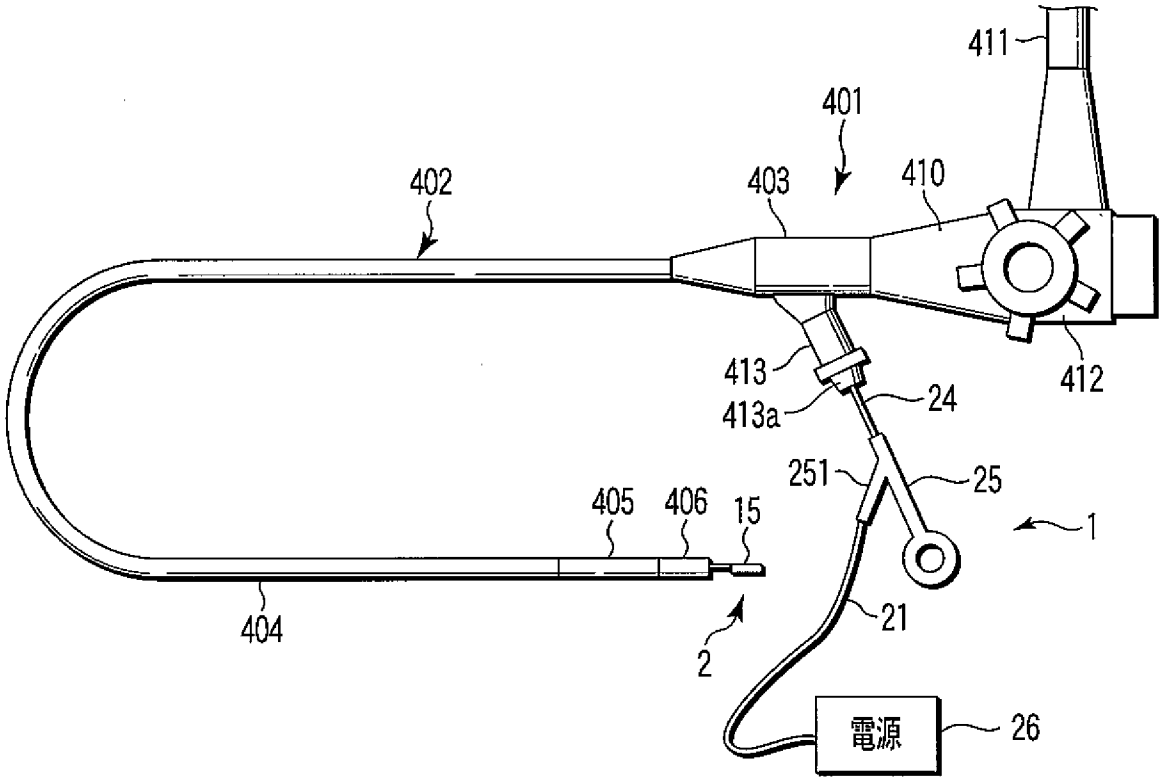
[図3]


歪量
-Emax
Emax
E

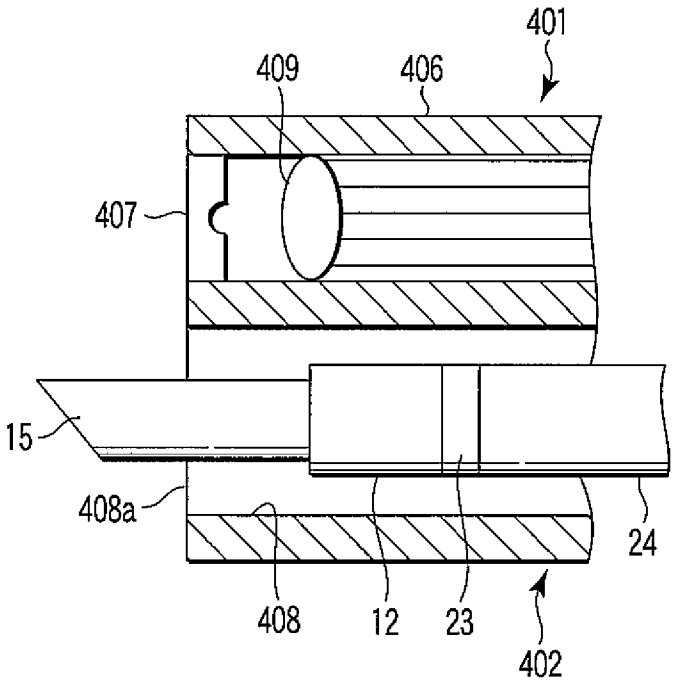
[図4]


収縮
伸展
15
伸展
収縮
113
111
11
112
102
101
103
10
12
14
13

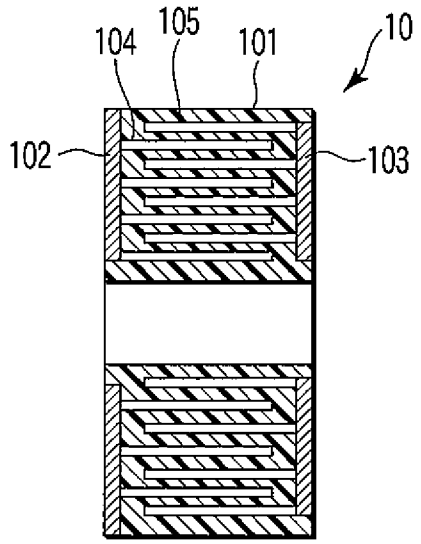
[図5]


411
401
402
403
410
413
413a
24
412
251
25
405
406
15
1
404
2
21
電源
26

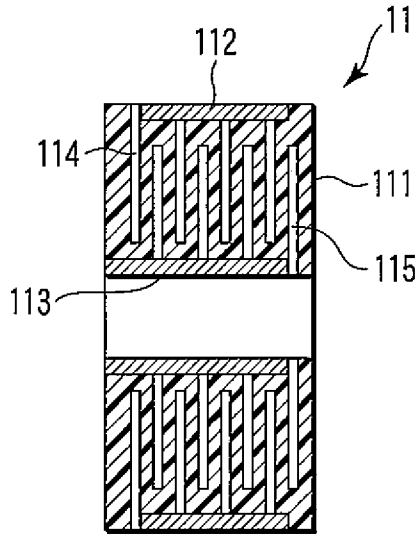
[図6]


401
409
406
407
15
408a
24
408
12
23
402

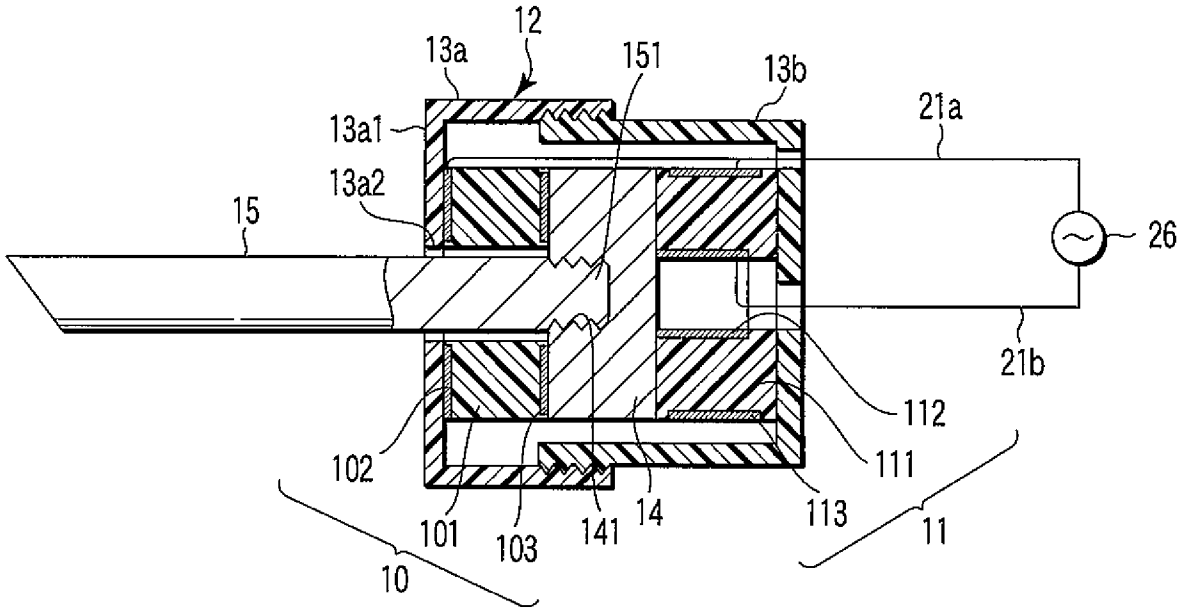
[図7A]


104
105
101
10
102
103

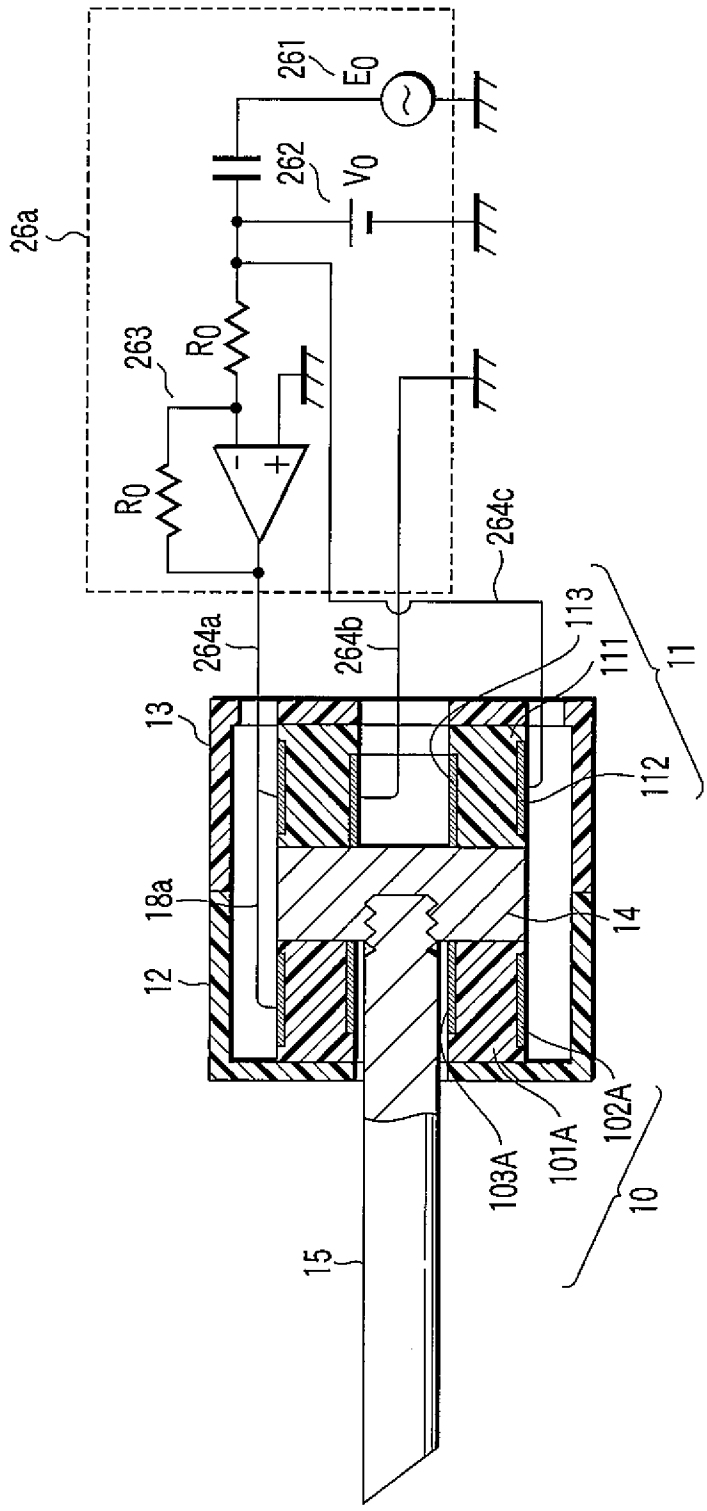
[図7B]


112
11
114
111
115
113

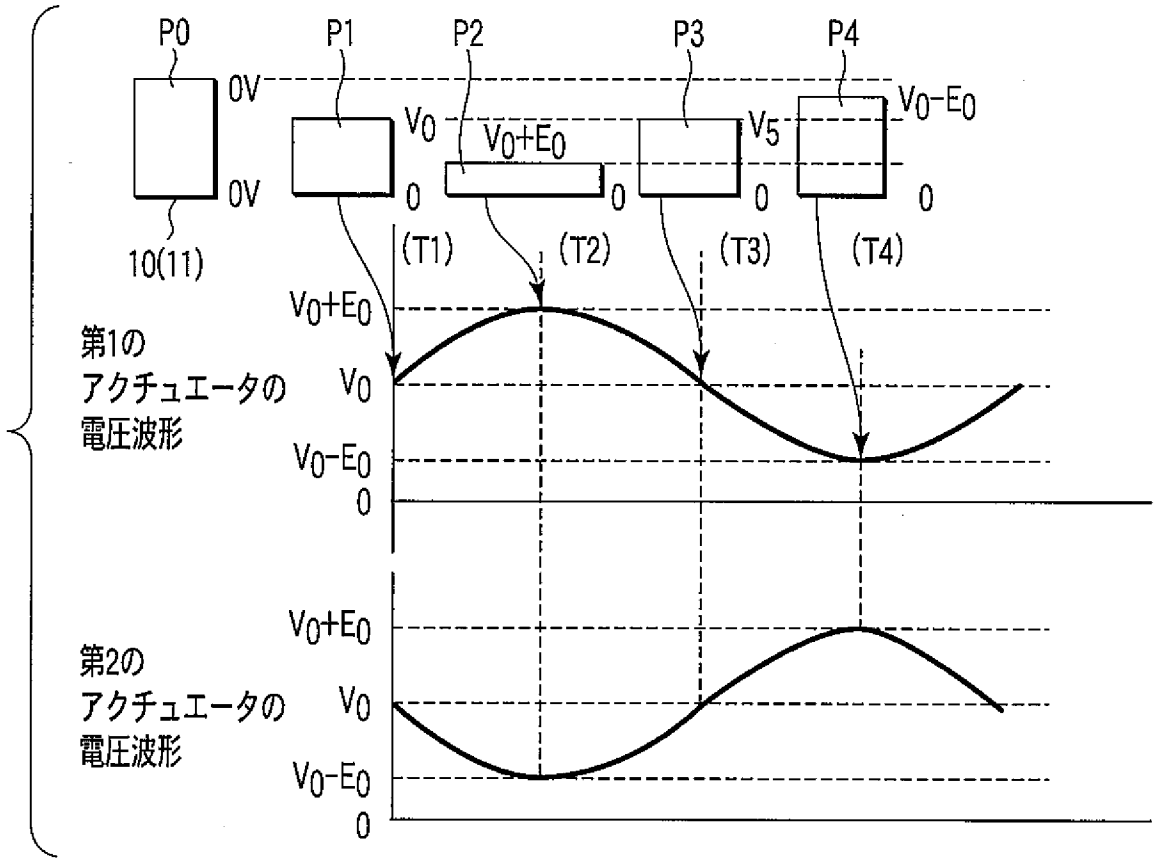
[図8]


12
13a
151
13b
21a
13a1
13a2
15
26
21b
112
102
111
101
103
141
14
113
11
10

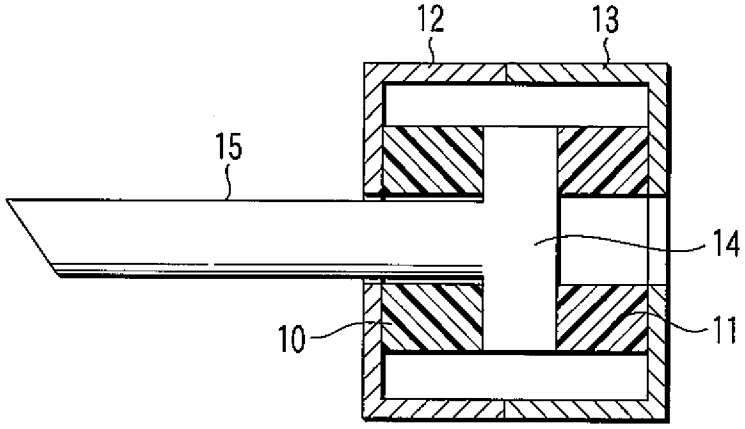
[図9]


26a
261
E_0
262
V_0
263
R_0
R_0
264c
264a
264b
113
111
11
13
112
18a
14
12
102A
101A
103A
10
15

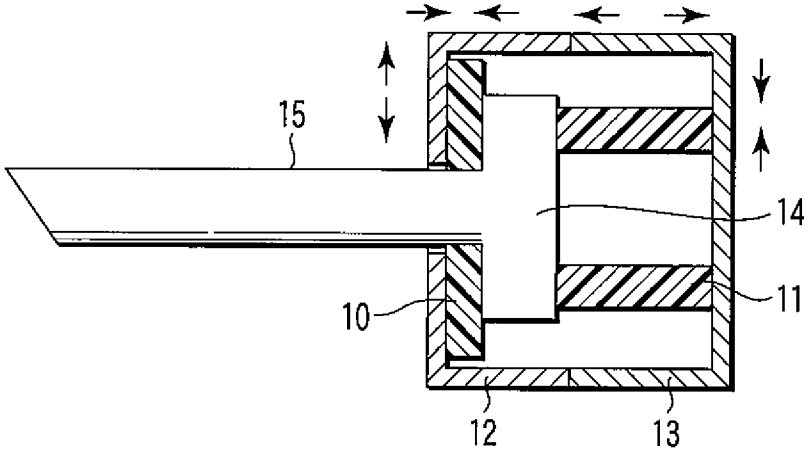
[図10]


P0
P1
P2
P3
P4
0V
0V
10(11)
V0
0
V0+E0
0
V5
0
V0-E0
0
(T1)
(T2)
(T3)
(T4)
第1の
アクチュエータの
電圧波形
V0+E0
V0
V0-E0
0
第2の
アクチュエータの
電圧波形
V0+E0
V0
V0-E0
0

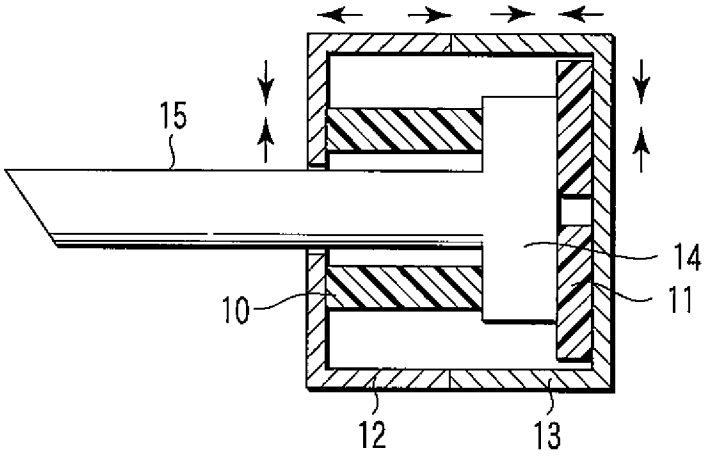
[図11A]


12
13
15
14
10
11

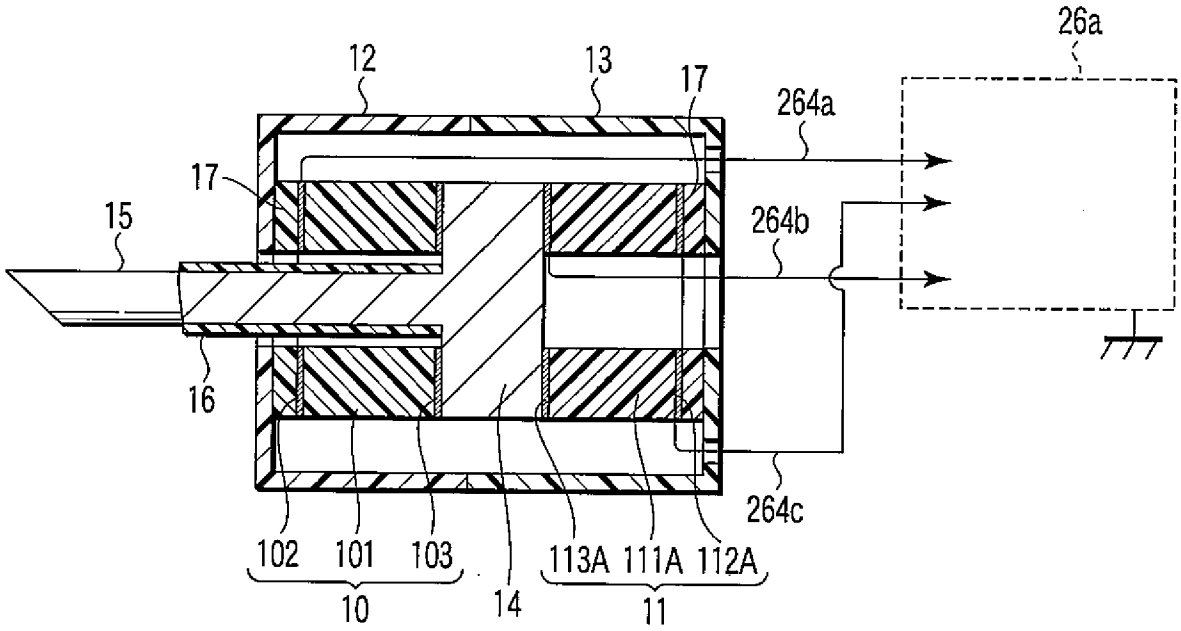
[図11B]



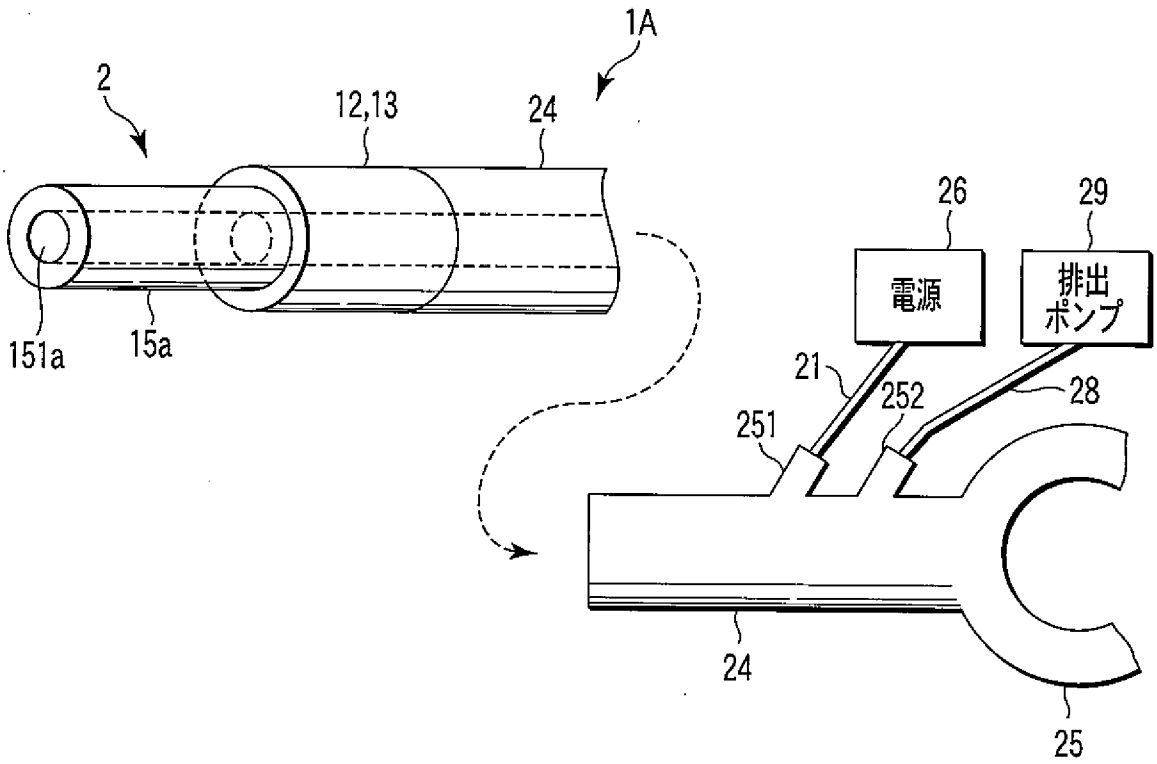
[図11C]



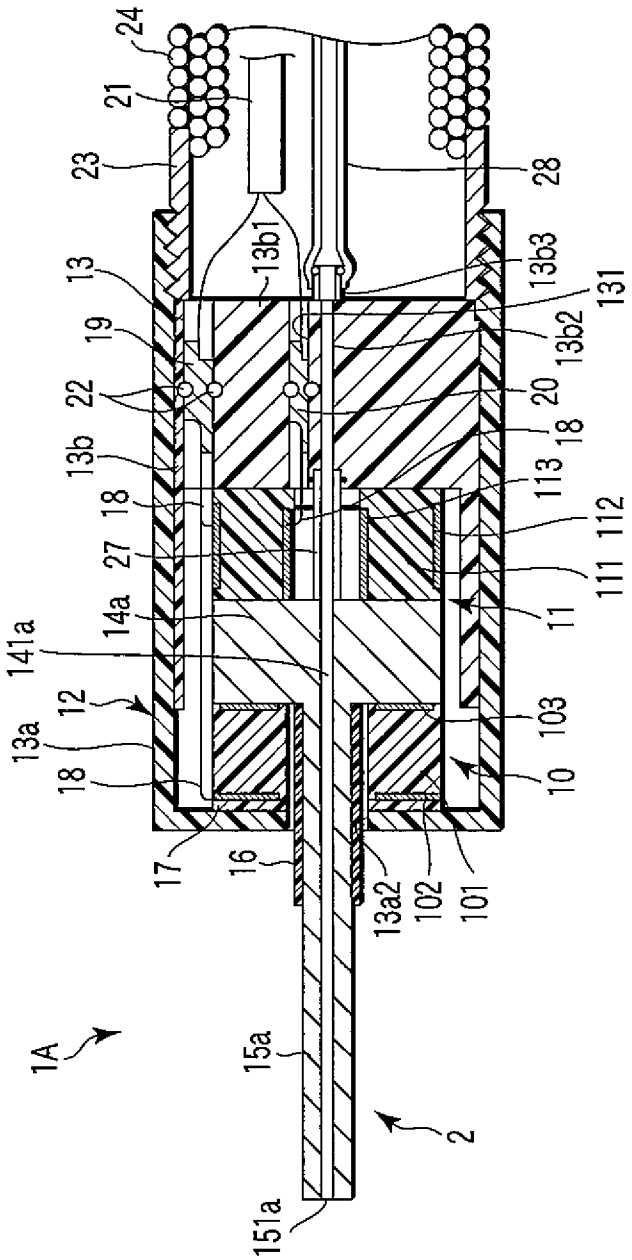
[図12]



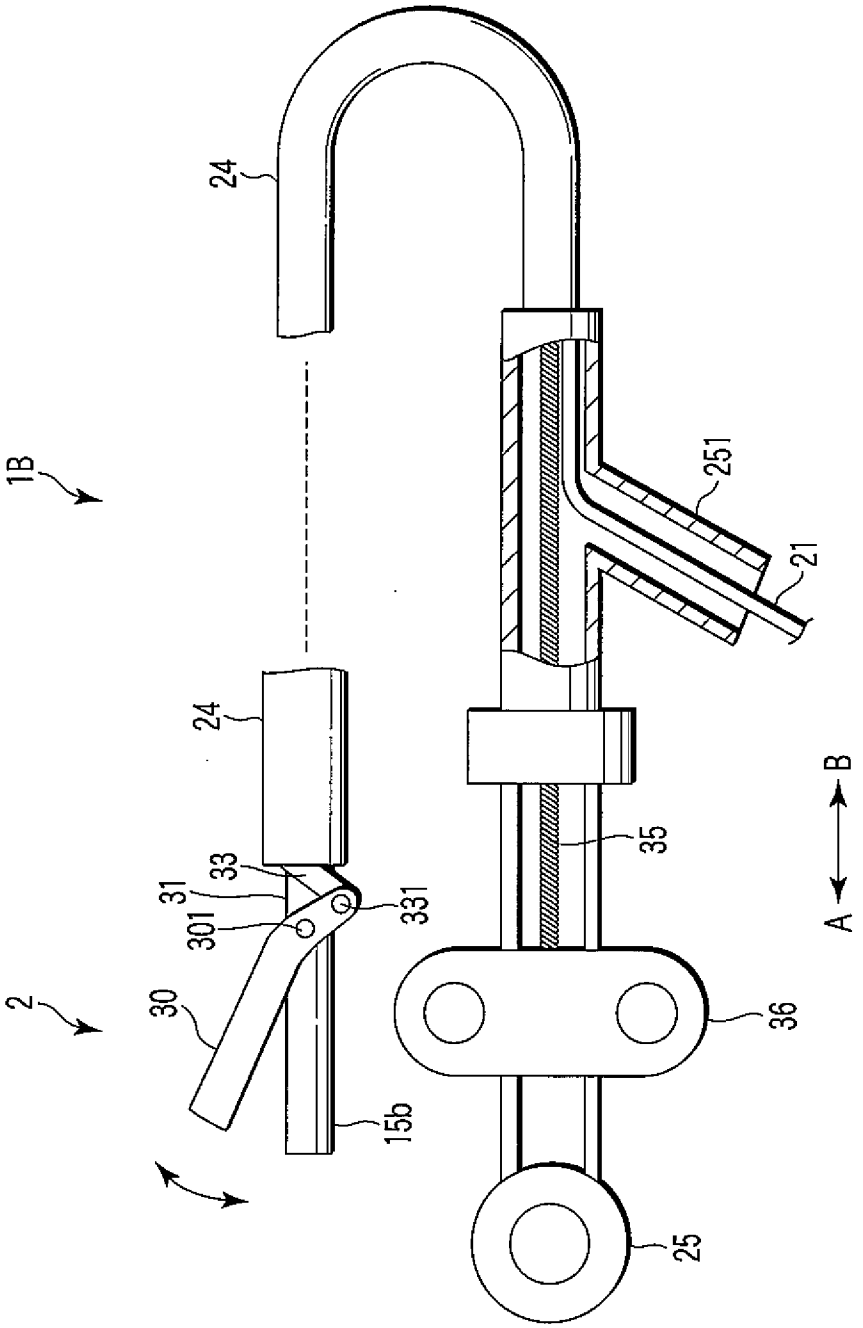
[図13]



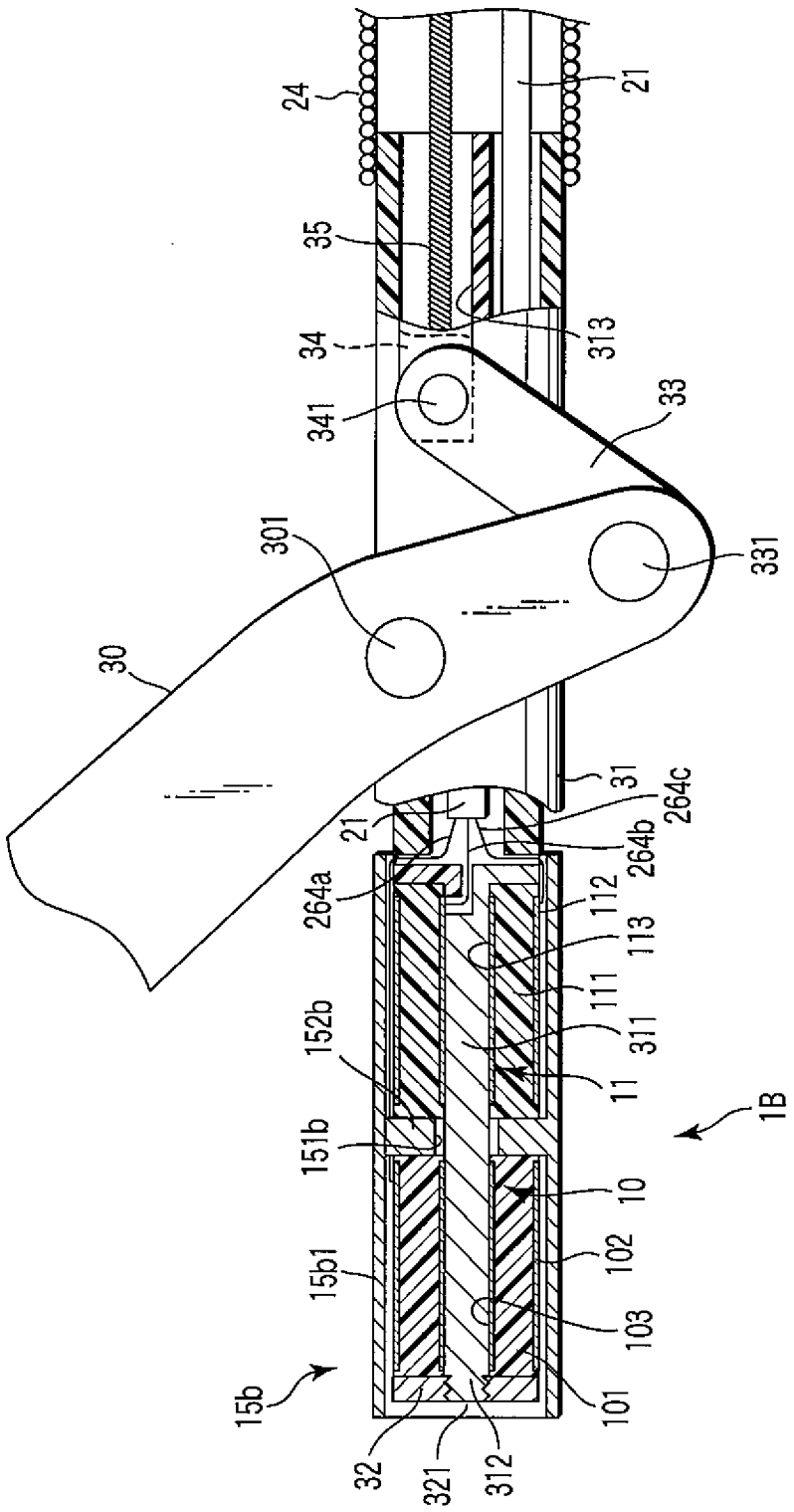
[図14]


24
21
23
28
13
13b1
13b3
131
19
13b2
22
20
18
13b
113
18
112
27
111
14a
11
141a
12
103
13a
18
10
17
16
13a2
102
101
1A
15a
2
151a

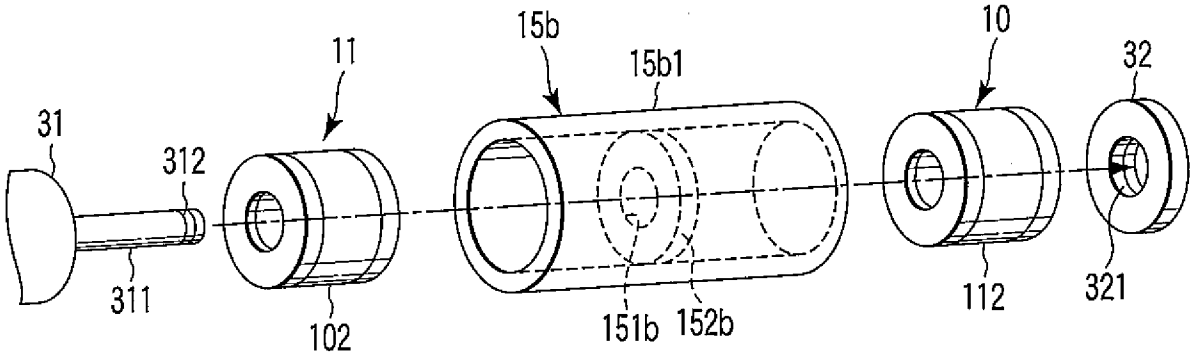
[図15]



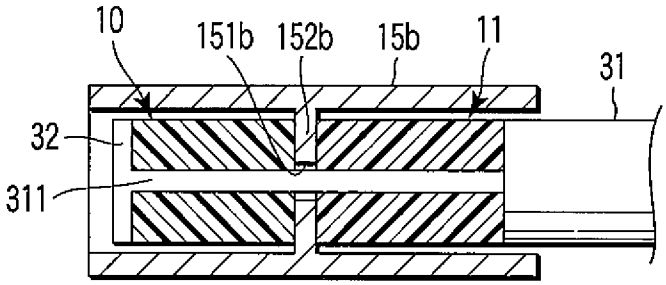
[図16]


24
21
35
34
313
341
33
301
331
30
31
264c
21
264b
264a
112
113
111
311
11
152b
151b
10
102
15b1
103
101
15b
32
321
312
1B

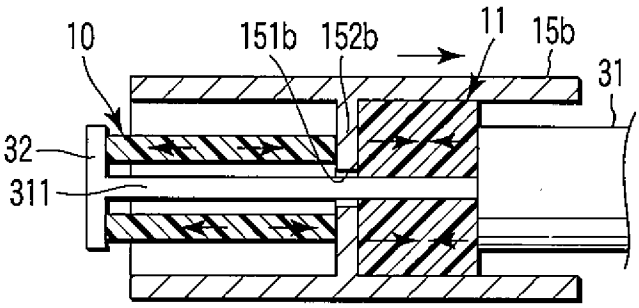
[図17]



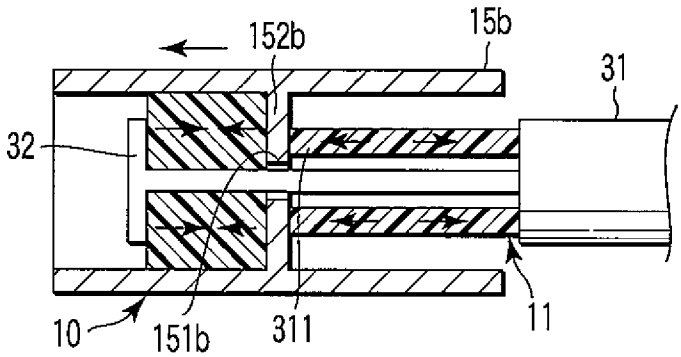
[図18A]



[図18B]



[図18C]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2006/321416

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 1996-2006
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2006 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2006

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.
Y	JP 11-56867 A (Yasuto TAKEUCHI), 02 March, 1999 (02.03.99), Full text; all drawings (Family: none)	1-6
Y	JP 2003-527940 A (Transurgical, Inc.), 24 September, 2003 (24.09.03), Par. No. [0022] & WO 2001/072373 A2 & US 2002/0002371 A1	1-10
Y	JP 2001-286162 A (Yoshikazu RYU), 12 October, 2001 (12.10.01), Par. Nos. [0032] to [0035]; Fig. 13 (Family: none)	1-10

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

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

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
16 November, 2006 (16.11.06)	28 November, 2006 (28.11.06)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2006/321416

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2005-94552 A (Olympus Corp.), 07 April, 2005 (07.04.05), Par. Nos. [0043] to [0045]; Figs. 3 to 6 (Family: none)	6
Y	JP 8-117240 A (Alps Electric Co., Ltd.), 14 May, 1996 (14.05.96), Par. No. [0024]; Fig. 5 (Family: none)	6
Y	JP 2-68047 A (Sumitomo Bakelite Co., Ltd.), 07 March, 1990 (07.03.90), Page 3, upper left column, lines 4 to 10 (Family: none)	7,8
Y	WO 2004/012615 A1 (Olympus Corp.), 12 February, 2004 (12.02.04), Full text; all drawings & EP 1433428 A1 & US 2004/0186463 A1	9,10

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００６／３２１４１６

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	１９７１－２００６年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００６年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００６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
Y	JP 11-56867 A（竹内　康人）1999.03.02, 全文, 全図　（ファミリーなし）	1-6
Y	JP 2003-527940 A（トランサージカル, インコーポレイテッド）2003.09.24, 段落【0022】& WO 2001/072373 A2 & US 2002/0002371 A1	1-10
Y	JP 2001-286162 A（劉　慶和）2001.10.12, 【0032】-【0035】, 第13図　（ファミリーなし）	1-10

☑　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の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 １６．１１．２００６	国際調査報告の発送日 ２８．１１．２００６
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ） 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）　３Ｉ　９４３０ 神山　茂樹 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３４６

Ｃ（続き）．　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
Y	JP 2005-94552 A (オリンパス株式会社) 2005.04.07, 段落【0043】-【0045】, 第3-6図 (ファミリーなし)	6
Y	JP 8-117240 A (アルプス電気株式会社) 1996.05.14, 段落【0024】, 第5図 (ファミリーなし)	6
Y	JP 2-68047 A (住友ベークライト株式会社) 1990.03.07, 第3頁左上欄第4行-10行 (ファミリーなし)	7,8
Y	WO 2004/012615 A1 (オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION)) 2004.02.12, 全文,全図 & EP 1433428 A1 & US 2004/0186463 A1	9,10