

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4542499号
(P4542499)

(45) 発行日 平成22年9月15日(2010.9.15)

(24) 登録日 平成22年7月2日(2010.7.2)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/36 3 3 0

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2005-314324 (P2005-314324)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年10月28日(2005.10.28)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-117447 (P2007-117447A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年5月17日(2007.5.17)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成19年7月2日(2007.7.2)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波治療装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電歪高分子に電極を配し、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及び第2のアクチュエータと、

前記第1及び第2のアクチュエータ間に介在される固定部材と、

前記固定部材に支持され、前記第1及び第2のアクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置する処置部と、

前記第1及び第2のアクチュエータの電極間に電圧を印加して一方を収縮駆動して他方を伸展駆動し、前記処置部を前記固定部材を介して超音波振動させる電源手段と、

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

10

【請求項 2】

超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、

電歪高分子と2つ以上の電極を有し、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及び第2の電歪高分子アクチュエータと、

前記第1及び第2の電歪高分子アクチュエータ間に介在される固定部材と、

前記固定部材に支持され、前記第1及び第2の電歪高分子アクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、

前記第1及び第2の電歪高分子アクチュエータの各電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを前記固定部材を介して超音波振動させる電源と、

20

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 3】

前記電源は、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に対して 180° の位相差を有する電圧を同期して印加することを特徴とする請求項 2 記載の超音波治療装置。

【請求項 4】

内視鏡観察下で超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、
電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ間に介在される固定部材と、
前記固定部材に支持され、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを前記固定部材を介して超音波振動させる電源と、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを支持する可撓性を有したシースと、
前記シースの基端部に配され、前記電源を制御して第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、
を具備することを特徴とする超音波治療装置。

10

【請求項 5】

内視鏡観察下で超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、
電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ間に介在される固定部材と、
前記固定部材に支持され、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを前記固定部材を介して超音波振動させる電源と、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを支持する可撓性を有したシースと、
前記シースの基端部に配され、前記電源を制御して第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、
前記シース内部を通り前記ブレードの内径部に連通されるチューブと、
前記チューブの基端に接続されたポンプと、
を具備することを特徴とする超音波治療装置。

20

【請求項 6】

内視鏡観察下で超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、
電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータが直線上に並設されて内挿され、該第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを超音波振動させる電源と、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを支持する可撓性を有したシースと、
前記シースの基端部に配され、前記電源を制御して第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを伸縮駆動自在に支持するもので、前記ブレードに対して選択的に係合される鉗子片を開閉自在に支持する先端カバー部材と、
前記鉗子片を開閉操作して選択的に前記ブレードに係合させる操作ワイヤと、

30

40

50

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【請求項 7】

前記ブレードは、筒状の内周部に挿通孔を有する隔壁が設けられ、この隔壁を挟んで前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを対向配置し、前記先端カバー部材に設けた連結部を第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ、前記隔壁の挿通孔に挿通させて前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを前記先端カバー部材に組付けたことを特徴とする請求項 6 記載の超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

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、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。このような超音波治療装置は、超音波振動子で発振された超音波振動が増幅されて処置部を構成する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】

そして、この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、圧電素子及び電極を交互に積層して、ホーンと裏打ち板との間に締結配置したボルト締めランジュバン型振動子構造（例えば、特許文献 1 参照）、磁歪材料をコイルで巻いた磁歪型振動子構造（例えば、特許文献 2 参照）のものが知られている。

20

【0004】

しかしながら、上記超音波治療装置では、超音波振動子の歪率が 1 % 程度のために、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請されている、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が困難である。

【0005】

30

ところで、最近、人工筋肉の素材候補として、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、非特許文献 1、2 及び 3 参照。）。このような電歪高分子を用いたアクチュエータは、その電歪高分子の両面に電極を薄膜形成して、電極間に電圧を印加すると、一方面が収縮して他方面が伸展することで、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。

【0006】

そして、このような電歪高分子を利用したアクチュエータとしては、義手、義足パブティックやセンシングが可能な皮膚、血液等を診断するポンプ等の人工機器や治療機器等への応用が研究されている（例えば、非特許文献 3 参照。）。

40

【0007】

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、小型化の要請を満足したうえで、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請される。

【特許文献 1】米国特許第 6 0 6 8 6 4 7 号明細書

【特許文献 2】米国特許第 6 2 1 4 0 1 7 号明細書

【非特許文献 1】日経サイエンス 2004 年 2 月号 56 頁～65 頁

【非特許文献 2】エレクトロニクス実装技術 2002. 1 (vol. 18 No. 1) 32 頁～38 頁

50

【非特許文献3】成形加工 vol. 16 No. 10 2004 631頁～637

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【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。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この発明は、電歪高分子に電極を配し、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及び第2のアクチュエータと、前記第1及び第2のアクチュエータ間に介在される固定部材と、前記固定部材に支持され、前記第1及び第2のアクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置する処置部と、前記第1及び第2のアクチュエータの電極間に電圧を印加して一方を収縮駆動して他方を伸展駆動し、前記処置部を前記固定部材を介して超音波振動させる電源手段とを備えて超音波治療装置を構成した。

【0010】

上記構成によれば、第1及び第2のアクチュエータは、それぞれ電源手段からの電圧が電極間に印加されると、その一方が電歪高分子の電極に対応した一方方向に収縮されて、その一方方向と直交する他方方向に数10%～数100%の歪率で伸展され、且つその他方が電歪高分子の電極に対応した一方方向に数10%～数100%の歪率で伸展されて、その一方方向と直交する他方方向に収縮されることにより、協働して固定部材に支持された処置部を超音波振動する。これにより、処置部を大きな振幅で超音波振動することが可能となり、高い処置能力を有する処置部を、小型のアクチュエータを用いて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。

【発明の効果】

【0011】

以上のように、この発明によれば、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ができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

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。

【0013】

(第1の実施の形態)

図1は、この発明の第1の実施の形態に係る超音波治療装置の要部を示すもので、超音波振動子を構成する第1及び第2の電歪高分子アクチュエータである第1及び第2のアクチュエータ10、11は、合体自在な第1及び第2のケース12、13内に導電性部材である固定部材14を挟んで対向されて収容配置される。このうち第1のアクチュエータ10は、筒状(チューブ状)の電歪高分子101の両端面に伸縮自在なプラス電極102及びマイナス電極103が分離して設けられ、そのマイナス電極103が上記固定部材14に電氣的に接続される。そして、第1のアクチュエータ10の電歪高分子101の内周部には、処置部であるブレード15が挿通される。

【0014】

このブレード15は、例えば上記固定部材14に一体的に形成され、第1及び第2のケース10、11を金属材料で形成した場合、その外周部に例えば絶縁チューブ16が被覆されて第1のアクチュエータ10との間の絶縁が保たれた状態で、上記第1のケース12の挿通孔121から突出される。この際、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12との間に絶縁リング17が介在されて第1のケース12との間の絶縁が保たれる。

【0015】

上記第2のアクチュエータ11は、同様に筒状(チューブ状)の電歪高分子111の外

10

20

30

40

50

周面及び内周面に伸縮自在なプラス電極 1 1 2 及びマイナス電極 1 1 3 が分離して設けられ、そのマイナス電極 1 1 3 が上記固定部材 1 4 に電氣的に接続される。そして、この第 2 のアクチュエータ 1 1 は、そのプラス電極 1 1 2 が上記第 1 のアクチュエータ 1 0 のプラス電極 1 0 2 と線材 1 8 を介して電氣的に接続され、そのマイナス電極 1 1 3 が、上記第 1 のアクチュエータ 1 0 のマイナス電極 1 0 3 と固定部材 1 4 を介して電氣的に接続される。

【 0 0 1 6 】

また、上記第 2 のアクチュエータ 1 1 のプラス電極 1 1 2 及びマイナス電極 1 1 3 は、線材 1 8 を介して第 2 のケース 1 3 の電極挿通孔 1 3 1 に配したプラス金属板 1 9 及びマイナス金属板 2 0 に電氣的に接続され、このプラス金属板 1 9 及びマイナス金属板 2 0 には、配線ケーブル 2 1 が接続される。このプラス金属板 1 9 及びマイナス金属板 2 0 は、第 2 のケース 1 3 の電極挿通孔 1 3 1 に対して例えば O リング 2 2 を介在して密閉収容される。

【 0 0 1 7 】

上記配線ケーブル 2 1 は、上記第 1 のケース 1 2 に支持部材 2 3 を介して固定される可撓性を有したシース 2 4 内に挿通される。このシース 2 4 の基端には、引き出し口 2 5 1 を有した処置操作部 2 5 が操作自在に設けられ、この引き出し口 2 5 1 から上記シース 2 4 内に挿通された配線ケーブル 1 4 が引き出される。この引き出し口 2 5 1 から引き出された配線ケーブル 1 4 には、所望の電圧を周期的に供給する電源手段を構成する電源 2 6 に接続される。

【 0 0 1 8 】

上記第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 は、弾性を有するいわゆるコンデンサーであり、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る。そして、プラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 は、例えばフォトリソグラフィ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。

【 0 0 1 9 】

ここで、上記第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 (1 1) の駆動原理は、先述した非特許文献 3 に示されるように、例えば図 2 に示すように板状の電歪高分子 1 0 1 (1 1 1) の両面にプラス電極 1 0 2 (1 1 2) 及びマイナス電極 1 0 3 (1 1 3) を形成して構成した場合、このプラス電極 1 0 2 (1 1 2) 及びマイナス電極 1 0 3 (1 1 3) 間に上記電源からの電圧を所望の周期で印加すると、電歪高分子 1 0 1 (1 1 1) が、電圧の周期に同期してプラス電極 1 0 2 (1 1 2) とマイナス電極 1 0 3 (1 1 3) との間に引力が発生し、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 1 0 % ~ 3 0 0 % 以上となることが確認される。

【 0 0 2 0 】

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 1 0 , 1 1 は、そのプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 に電源 2 6 からの電圧が所望の周期で印加されると、図 4 に示すようにその第 1 のアクチュエータ 1 0 の電歪高分子 1 0 1 が、電圧の周期に同期して軸方向に収縮されて軸方向と直交する方向に伸展され、その第 2 のアクチュエータ 1 1 の電歪高分子 1 1 1 が、軸方向に伸展されて軸方向と直交する方向に収縮される。これにより、固定部材 1 4 に設けられたブレード 1 5 は、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の独立した収縮、伸展動作に連動して軸方向に超音波振動される。

【 0 0 2 1 】

上記ブレード 1 5 、第 1 及び第 2 のケース 1 2 , 1 3 、シース 2 4 は、図 5 に示すように内視鏡 1 の挿入部 2 の手元側に配される口金 3 を通して該挿入部 2 に設けられたチャンネル 4 に挿入されて装着される (図 6 参照) 。ここで、ブレード 1 5 は、挿入部 2 の撮像

レンズ系 5 に並設されて操作自在に配置される。この状態で、第 1 及び第 2 のケース 1 2 , 1 3 内の第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、その各電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 のプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 に対して上記電源 2 6 からの電圧が所望の周期で印加されると、上記図 4 に示すように伸縮駆動、伸展駆動されてブレード 1 5 を超音波振動させ、ここに、ブレード 1 5 を用いた生体組織の切開・止血等の処置が可能となる。

【 0 0 2 2 】

上記構成において、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 1 の挿入部 2 を体腔内に挿入し、その撮像レンズ系 5 を通して体腔内を撮像してその画像を観察し、患部を確認する。この内視鏡 1 を介して患部を確認した状態で、ブレード 1 5 、第 1 及び第 2 のケース 1 2 , 1 3 、シース 2 4 を挿入部 2 の口金 3 からチャンネル 4 内に順に挿入して装着する。

【 0 0 2 3 】

次に、患部の観察を行いながら処置操作部 2 5 を操作して、ブレード 1 5 を前後に移動させて処置部位に合わせ、上記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 1 0 , 1 1 の各プラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 には、電源 2 6 から電圧が所望の周期で印加される。すると、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、その各電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 が電源 2 6 からの電圧の供給周期に同期して軸方向に収縮駆動、伸展駆動され、ここに、ブレード 1 5 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。

【 0 0 2 4 】

このように、上記超音波治療装置は、筒状の電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 に対してプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 とマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 を配した第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 を、固定部材 1 4 を介在して対向配置して、この固定部材 1 4 に第 1 のアクチュエータ 1 0 を挿通するブレード 1 5 を設け、この第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 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 1 4 を介してブレード 1 5 を超音波振動させるように構成した。

【 0 0 2 5 】

これによれば、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 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 1 0 % ~ 数 1 0 0 % の歪率で収縮され、その他方が数 1 0 % ~ 数 1 0 0 % の歪率で伸展されてブレード 1 5 を超音波振動させることにより、ブレード 1 5 を大きな振幅で超音波振動することが可能となり、高い処置能力を有するブレード 1 5 を、小型のアクチュエータを用いて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。

【 0 0 2 6 】

また、上記説明では、第 1 のアクチュエータ 1 0 の電歪高分子 1 0 1 の両側面にプラス電極 1 0 2 及びマイナス電極 1 0 3 を設けて、第 2 のアクチュエータ 1 1 の電歪高分子 1 1 1 の内周面及び外周面にプラス電極 1 1 2 及びマイナス電極 1 1 3 を設けて構成した場合について説明したが、これに限るものでなく、その他、図 7 (a) (b) に示すように第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 内にプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 に電氣的に接続されるプラス内部電極 1 0 4 , 1 1 4 と、マイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 に電氣的に接続されるマイナス内部電極 1 0 5 , 1 1 5 を配して構成しても良い。この場合、各プラス内部電極 1 0 4 , 1 1 4 及びマイナス内部電極 1 0 5 , 1 1 5 は、例えば電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 内に複数層が所定の間隔を有して埋設されて各プラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 に電氣的に接続される。

【 0 0 2 7 】

また、ブレード 1 5 と固定部材 1 4 の配置構成としては、上記説明のようなブレード 1 5 を固定部材 1 4 に一体形成する構成に限ることなく、その他、例えば図 8 に示すようにブレード 1 5 を固定部材 1 4 に螺子締結するように構成しても良く、同様の効果が期待される。

【 0 0 2 8 】

即ち、固定部材 1 4 には、螺子孔 1 4 1 を第 1 のアクチュエータ 1 0 の電歪高分子 1 0 1 の内周面に対応して設け、ブレード 1 5 の基端には、螺子部 1 5 1 を固定部材 1 4 の螺子孔 1 4 1 に対応して設ける。そして、ブレード 1 5 は、第 1 のアクチュエータ 1 0 の電歪高分子 1 0 1 を挿通させて、その螺子部 1 5 1 を固定部材 1 4 の螺子孔 1 4 1 に螺合させて固定配置される。この場合にも、図 8 中においては、図示していないが上記ブレード 1 5 と第 1 のケース 1 2 との間に絶縁チューブ 1 6 を介在して絶縁配置し、その第 1 のアクチュエータ 1 0 のプラス電極 1 0 2 と第 1 のケース 1 2 との間に絶縁リング 1 7 を介在して絶縁配置することで、さらに良好な効果が得られる（図 1 参照）。

【 0 0 2 9 】

10

また、上記説明では、異なる電極構造を有する第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 を用いて構成したが、これに限ることなく、その他、例えば図 9 に示すように同一の電極構造を用いて構成することも可能で、同様の効果が期待される。

【 0 0 3 0 】

即ち、図 9 に示す電極構造は、上記第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の双方の電歪高分子 1 0 1 , 1 1 の内周面及び外周面にプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 が設けられる。そして、これら第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、その第 1 のアクチュエータ 1 0 に対して上記第 2 のアクチュエータ 1 1 が固定部材 1 4 を挟んで対向配置される。

【 0 0 3 1 】

20

また、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 には、交流電源 2 6 1、バイアス回路 2 6 2、反転回路 2 6 3 を有する電源 2 6 a が接続され、この電源 2 6 a を介して 1 8 0 ° 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。この場合、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の各プラス電極 1 0 2 , 1 1 2 は、固定部材 1 4 に短絡しないように配され、その各マイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 は、固定部材 1 4 に導通されて配される。

【 0 0 3 2 】

そして、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、そのプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 が、線材 2 6 4 を介して電源 2 6 a の反転回路 2 6 3 に電圧が 1 8 0 ° の位相差を有するように配線接続される。これにより、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、図 1 0 に示すように電源 2 6 a からバイアス電圧 V_o が印加されると、交流電圧が 0 V の場合、基準（イ）、（ハ）となる。そして、第 1 のアクチュエータ 1 0 は、電源 1 6 a から電圧 $V_o + E_o$ が印加されると、収縮した基準（ロ）の状態となる。他方の、第 2 のアクチュエータ 1 1 は、電圧 $V_o - E_o$ が印加されると、基準（ニ）となる。ここで、 V_o E_o である。

30

【 0 0 3 3 】

上記構成において、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、電源 2 6 a からの電圧が 0 V の状態で、図 1 1（a）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 1 0 , 1 1 は、電源 2 6 a を介して第 1 のアクチュエータ 1 0 に電圧 $V_o - E_o$ が印加され、第 2 のアクチュエータ 1 1 に電圧 $V_o + E_o$ が印加されると、図 1 1（b）に示すように第 1 のアクチュエータ 1 0 が収縮駆動され、第 2 のアクチュエータ 1 1 が伸展駆動される。また、第 1 のアクチュエータ 1 0 に対して電源 1 6 a から電圧 $V_o + E_o$ が印加され、第 2 のアクチュエータ 1 1 に電圧 $V_o - E_o$ が印加されると、図 1 1（c）に示すように第 1 のアクチュエータ 1 0 が伸展駆動され、第 2 のアクチュエータ 1 1 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 1 0 , 1 1 は、協働してブレード 1 5 を軸方向に超音波振動させる。

40

【 0 0 3 4 】

上記第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 に配する電極構造としては、その他、図 1 2 に示すようにそれぞれプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 を電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 の両端面に分離配置するように構成しても良い。この場合には

50

、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、固定部材１４に対向して設け、この固定部材１４にそれぞれが導通されて取付けられる。また、第１及び第２のアクチュエータ１０，１１のプラス電極１０２，１１２と第１及び第２のケース１２，１３との間には、上記絶縁リング１７がそれぞれ介在されて短絡が防止される。

【００３５】

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１０２，１１２及び第２のアクチュエータ１１のマイナス電極１１３が上記電源２６ａに同様に接続され、同様に１８０°の位相差を持たせて電圧が供給されて駆動される。

【００３６】

なお、上記図８、図９及び図１２の電極構造においても、上述したように複数のプラス内部電極１０４，１１４及びマイナス内部電極１０５，１１５（図７参照）を埋設して構成するようにしても良い。

【００３７】

（第２の実施の形態）

図１３及び図１４は、この発明の第２の実施の形態に係る超音波治療装置を示すもので、上記第１の実施の形態と同様の効果が期待される。但し、この図１３及び図１４においては、上記第１の実施の形態と同一部分について同一符号を付して、その詳細な説明を省略する。

【００３８】

この第２の実施の形態では、図１３に示すように生体組織の粉碎・乳化処置を施すように処置部であるブレード１５ａ及び固定部材１４ａに挿通孔１５１ａ，１４１ａを設けた処置具構造に適用するように構成した。

【００３９】

即ち、固定部材１４ａは、図１４に示すように上記第１及び第２のアクチュエータ１０，１１で挟装される。この固定部材１４ａには、その一方面に上記ブレード１５ａが突出して設けられ、その他方面に管状のポート２７が突出して設けられる。そして、この固定部材に突出されたブレード１５ａは、上記第１のアクチュエータ１０内に挿通されて第１のケース１２から突設される。

【００４０】

また、上記ポート２７は、上記第２のアクチュエータ１１内に挿通される。このポート２７に対向して第２のケース１３には、繋ぎ孔部１３ａが設けられ、この繋ぎ孔部１３ａの一端部には、上記ポート２７がＯリング２２ａを介在して密封結合される。この繋ぎ孔部１３ａの他端には、排出チューブ２８が取り付けられ、この排出チューブ２８は、シース２４内に挿通されて、処置操作部２５に設けられるチューブ排出口２５２から引き出されて排出ポンプ２９に連結される（図１３参照）。

【００４１】

上記構成において、生体組織の粉碎・乳化処置を行う場合には、先ず上記内視鏡１の挿入部２を体腔内に挿入し、その撮像レンズ系５を通して体腔内を撮像してその画像を観察し、患部を確認する。この内視鏡１を介して患部を確認した状態で、ブレード１５ａ、第１及び第２のケース１２，１３、シース２４を挿入部２の口金３からチャンネル４内に順に挿入して装着する。

【００４２】

次に、患部の観察を行いながら処置操作部を操作して、ブレード１５ａを前後に移動させて処置部位に合わせ、上記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及びマイナス電極間１０３，１１３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、第１及び第２のアクチュエータ１０，１１は、電源２６からの電圧の供給周期に同期して軸方向に伸縮され、ここに、ブレード１５ａが超音波振動されて生体組織の粉碎・乳化処置が行われる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

この際、排出ポンプ 2 9 が駆動され、粉碎・乳化処置した生体組織がブレード 1 5 a の挿通孔 1 5 1 a に吸引されてポート 2 7、繋ぎ孔部 1 3 a 及びチューブ 2 8 を通して排出ポンプ 2 9 から図示しない排出瓶に排出される。

【 0 0 4 4 】

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 1 0 , 1 1 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電極構造のもの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期待される。

【 0 0 4 5 】

(第 3 の実施の形態)

図 1 5 乃至図 1 8 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すもので、上記第 1 の実施の形態と同様の効果が期待される。但し、この図 1 5 乃至図 1 8 においては、上記第 1 の実施の形態と同一部分について同一符号を付して、その詳細な説明を省略する。

【 0 0 4 6 】

即ち、第 3 の実施の形態では、図 1 5 に示すように生体組織を挟んで強固・切開処置を施すように処置部であるブレード 1 5 b の基端部に鉗子片 3 0 を開閉自在に配した処置具構造に適用するように構成した。このブレード 1 5 b は、図 1 6 及び図 1 7 に示すように筒状に形成され、その中間部に挿通孔 1 5 1 b を有した隔壁 1 5 2 b が設けられる。そして、このブレード 1 5 b 内には、筒状の第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 が隔壁を挟んで収容配置され、この第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 には、筒状の電歪高分子 1 0 1 , 1 1 1 の外周面及び内周面にそれぞれプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 が設けられる。

【 0 0 4 7 】

また、上記ブレード 1 5 b 内に挿入された第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の各内周面部、隔壁 1 5 2 b の挿通孔 1 5 1 b には、先端カバー部材 3 1 に突設された固定部 3 1 1 が挿通される。この固定部 3 1 1 の先端部には、螺子部 3 1 2 が設けられ、この螺子部 3 1 2 は、カバー押さえ部材 3 2 に設けられた螺子孔 3 2 1 に螺合される。これにより、第 1 のアクチュエータ 1 0 は、ブレード 1 5 b の隔壁 1 5 2 b とカバー押さえ部材 3 2 との間に配され、第 2 のアクチュエータ 1 1 は、ブレード 1 5 b の隔壁 1 5 2 b と先端カバー部材 3 1 との間に配されてブレード 1 5 b 内に収容配置される。

【 0 0 4 8 】

また、上記先端カバー部材 3 1 には、上記鉗子片 3 0 の中間部が主軸ピン 3 0 1 を介して回転自在に支持される(図 1 6 参照)。この鉗子片 3 0 の基端部には、リンク部材 3 3 の一端部が支持ピン 3 3 1 を介して回転自在に取付けられる。そして、リンク部材 3 3 の基端部には、連結部材 3 4 が操作ピン 3 4 1 を介して回転自在に取付けられる。

【 0 0 4 9 】

この連結部材 3 4 は、先端カバー部材 3 1 に設けられる案内溝 3 1 3 に軸方向に移動自在に配される。そして、この連結部材 3 4 には、操作ワイヤ 3 5 の先端部が取付けられる。この操作ワイヤ 3 5 は、上記シース 2 4 内に挿通されて上記処置操作部 2 5 に移動操作自在に設けられるハンドル 3 6 が取付けられ、このハンドル 3 6 の摺動操作により矢印 A , B 方向に移動付勢される。

【 0 0 5 0 】

上記鉗子片 3 0 は、ハンドル 3 6 を操作して操作ワイヤ 3 5 が矢印 A 方向に引き込まれると、リンク部材 3 3 が連結部材 3 4、操作ピン 3 4 1 を介して時計方向に回転される。これにより、鉗子片 3 0 は、主軸ピン 3 0 1 を中心として反時計方向に回転され、ブレード 1 5 b に対して図示しない生体組織を挟んで閉じられる。そして、鉗子片 3 0 は、上記ハンドル 3 6 が反転操作されると、上記操作ワイヤ 3 5 が矢印 B 方向に移動付勢され、挟持動作と逆に時計方向に回転されて上記ブレード 1 5 b から離間される。

【 0 0 5 1 】

また、上記先端カバー部材 3 1 には、上記第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 のプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 に接続された配線ケーブル 2 1 が挿通され、この配線ケーブル 2 1 には、上記電源 2 6 a が接続される。これにより、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、そのプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 0 3 , 1 1 3 間に、上述したように電源 2 6 a から 1 8 0 ° の位相差を有した電圧が印加され、その印加される周期に応じて、図 1 8 (a) に示す初期位置から同図 (b) あるいは同図 (c) に示すように軸方向に収縮、伸展されてブレード 1 5 b を超音波振動させる。

【 0 0 5 2 】

10

上記構成において、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 1 の挿入部 2 を体腔内に挿入し、その撮像レンズ系 5 を通して体腔内を撮像してその画像を観察し、患部を確認する。この内視鏡 1 を介して患部を確認した状態で、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 の内挿されたブレード 1 5 b 、シース 2 4 を挿入部 2 の口金 3 からチャンネル 4 内に順に挿入して装着する。

【 0 0 5 3 】

ここで、処置操作部 2 5 のハンドル 3 6 を操作して鉗子片 2 7 を開き、ブレード 1 5 b と鉗子片 3 0 との間に患部が位置するように移動調整して、位置したのを確認した状態で、ハンドル 3 6 を反転操作して鉗子片 3 0 を閉方向に回動させて鉗子片 3 0 とブレード 1 5 b との間に生体組織を挟持する。

20

【 0 0 5 4 】

次に、挟持状態を確認しながら処置操作部 2 5 を操作して、電源 2 6 a から 1 8 0 ° 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 1 0 , 1 1 のプラス電極 1 0 2 , 1 1 2 及びマイナス電極 1 9 3 , 1 1 3 間に印加する。すると、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 1 0 , 1 1 は、図 1 8 (b) あるいは (c) に示すように電源 2 6 a からの電圧の供給周期に同期して軸方向に伸縮され、ここに、ブレード 1 5 b が超音波振動されて鉗子片 3 0 との間に挟持した生体組織の粉碎・乳化処置が行われる。

【 0 0 5 5 】

なお、この第 3 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 1 0 , 1 1 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電極構造のもの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期待される。

30

【 0 0 5 6 】

また、この発明は、上記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の変形を実施し得ることが可能である。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。

【 0 0 5 7 】

例えば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、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている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。

40

【 0 0 5 8 】

また、この発明は、上記各実施の形態によれば、その他、次のような構成を得ることもできる。

【 0 0 5 9 】

(付記 1)

超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、
電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、
前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ間に介在される固定部材と、

50

前記固定部材に支持され、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの各電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを前記固定部材を介して超音波振動させる電源と、

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【 0 0 6 0 】

(付記 2)

付記 1 記載の超音波治療装置において、

前記電源は、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に対して 1 8 0 ° の位相差を有する電圧を同期して印加することを特徴とする超音波治療装置。 10

【 0 0 6 1 】

(付記 3)

内視鏡観察下で超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、

電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ間に介在される固定部材と、

前記固定部材に支持され、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを前記固定部材を介して超音波振動させる電源と、 20

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを支持する可撓性を有したシースと、

前記シースの基端部に配され、前記電源を制御して第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【 0 0 6 2 】

(付記 4)

内視鏡観察下で超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、

電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、 30

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ間に介在される固定部材と、

前記固定部材に支持され、前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮駆動に連動して超音波振動して治療部位を処置するブレードと、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを前記固定部材を介して超音波振動させる電源と、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを支持する可撓性を有したシースと、

前記シースの基端部に配され、前記電源を制御して第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、 40

前記シース内部を通り前記ブレードの内径部に連通されるチューブと、

前記チューブの基端に接続されたポンプと、

を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【 0 0 6 3 】

(付記 5)

内視鏡観察下で超音波振動により治療部位を処置する超音波治療装置において、

電歪高分子と 2 つ以上の電極を有し、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 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータと、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータが直線上に並設されて内挿され、該第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの伸縮に連動して超音波振動して治療部位を処置す 50

るブレードと、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を印加して一方を収縮駆動し、他方を伸展駆動して前記ブレードを超音波振動させる電源と、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを支持する可撓性を有したシースと、
前記シースの基端部に配され、前記電源を制御して第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、

前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを伸縮駆動自在に支持するもので、前記ブレードに対して選択的に係合される鉗子片を開閉自在に支持する先端カバー部材と、

前記鉗子片を開閉操作して選択的に前記ブレードに係合させる操作ワイヤと、
を具備することを特徴とする超音波治療装置。

10

【 0 0 6 4 】

(付記 6)

付記 5 記載の超音波治療装置において、

前記ブレードは、筒状の内周部に挿通孔を有する隔壁が設けられ、この隔壁を挟んで前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを対向配置し、前記先端カバー部材に設けた連結部を第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータ、前記隔壁の挿通孔に挿通させて前記第 1 及び第 2 の電歪高分子アクチュエータを前記先端カバー部材に組付けたことを特徴とする超音波治療装置。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 5 】

20

【図 1】この発明の第 1 の実施の形態に係る超音波治療装置の一部を断面して示した図である。

【図 2】図 1 の第 1 及び第 2 のアクチュエータと動作原理を説明するために示した図である。

【図 3】図 2 における電界 E と歪の関係を示した図である。

【図 4】図 1 の第 1 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 1 を内視鏡の挿入部に装着した状態を示した図である。

【図 6】図 1 のブレード、第 1 及び第 2 のケース、シースを図 5 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。

30

【図 7】図 1 の第 1 及び第 2 のアクチュエータの他の電極構造を示した図である。

【図 8】図 1 のブレードと固定部材との他の取付け構成を示した図である。

【図 9】図 1 の第 1 及び第 2 のアクチュエータの他の電極構造を示した図である。

【図 10】図 9 の第 1 及び第 2 のアクチュエータの電圧印加の状態を説明するために示した図である。

【図 11】図 9 の第 1 及び第 2 のアクチュエータの伸縮駆動に伴うブレードの超音波振動を説明するために示した図である。

【図 12】図 1 の第 1 及び第 2 のアクチュエータの他の電極構造を示した図である。

【図 13】この発明の第 2 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 14】図 13 の要部を軸方向に断面して示した図である。

40

【図 15】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 15 の要部を断面して示した図である。

【図 17】図 15 の要部を分解して示した図である。

【図 18】図 15 のアクチュエータの動作状態を説明するために示した図である。

【符号の説明】

【 0 0 6 6 】

1 ... 内視鏡、2 ... 挿入部、3 ... 口金、4 ... チャンネル、5 ... 撮像レンズ系、10, 11 ... 第 1 及び第 2 のアクチュエータ、101 ... 電歪高分子、102, 112 ... プラス電極、103, 113 ... マイナス電極、104, 114 ... プラス内部電極、105, 115 ... マイナス内部電極、11 ... 電歪高分子、12, 13 ... 第 1 及び第 2 のケース、121 ... 挿通

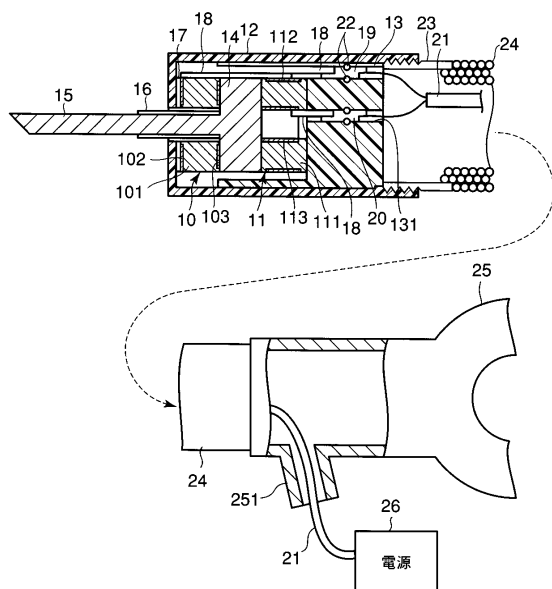
50

孔、131...電極挿通孔、13a...繋ぎ孔部、14, 14a...固定部材、141a...挿通孔、15, 15a, 15b...ブレード、151...螺子部、151a...挿通孔、151b...挿通孔、152b...隔壁、16...絶縁チューブ、17...絶縁リング、18...線材、19...プラス金属板、20...マイナス金属板、21...配線ケーブル、22, 22a...Oリング、23...支持部材、24...シース、25...処置操作部、251...引き出し口、252...チューブ排出口、26, 26a...電源、261...交流電源、262...バイアス回路、263...反転回路、264...線材、27...ポート、28...Oリング、29...排出ポンプ、30...鉗子片、301...主軸ピン、31...先端カバー部材、311...固定部、312...螺子部、32...カバー押さえ部材、321...螺子孔、33...リンク部材、331...支持ピン、34...連結部材、35...操作ワイヤ、36...ハンドル。

10

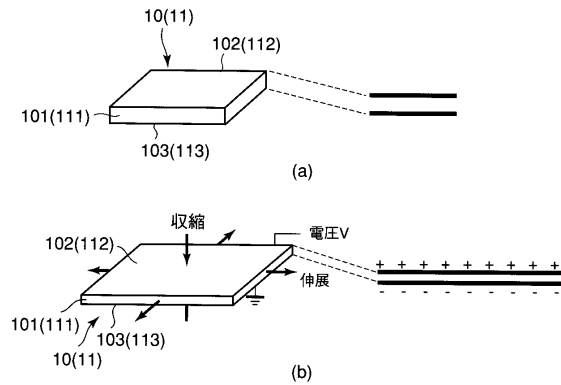
【図1】

図1



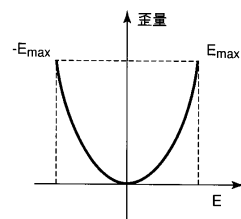
【図2】

図2



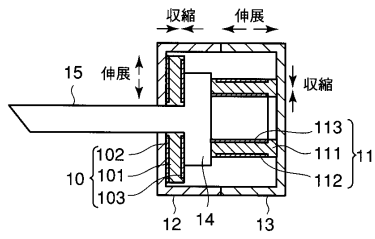
【図3】

図3



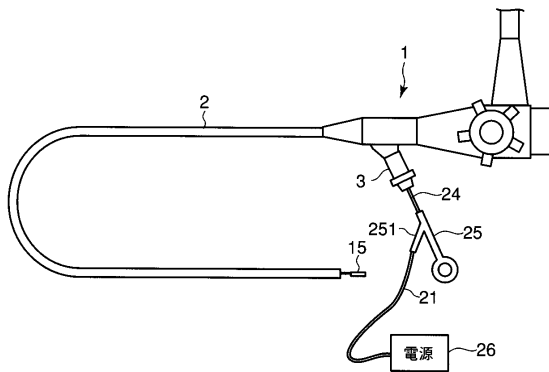
【図 4】

図 4



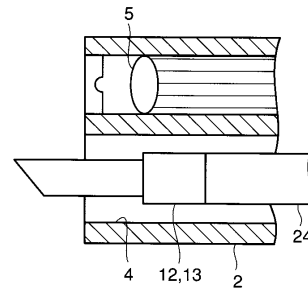
【図 5】

図 5



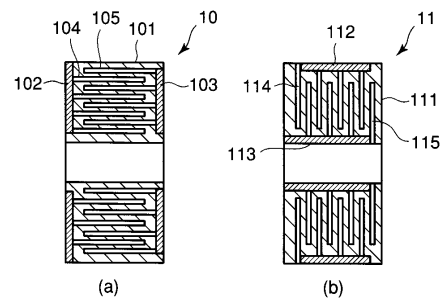
【図 6】

図 6



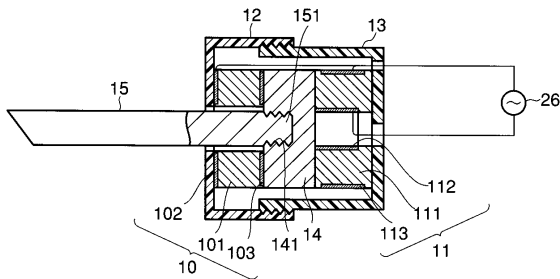
【図 7】

図 7



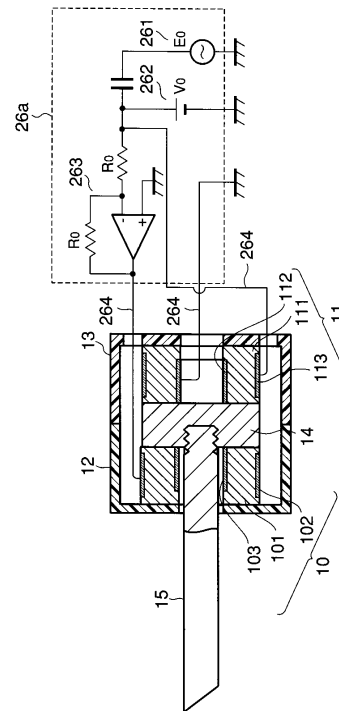
【図 8】

図 8



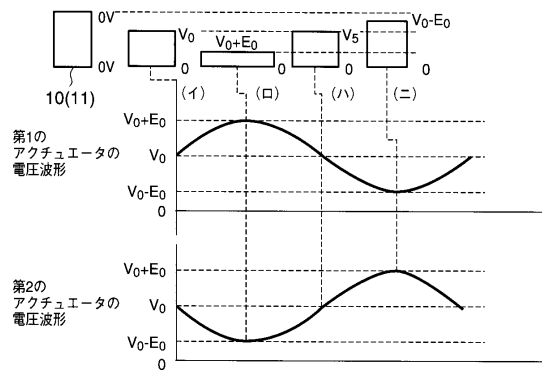
【図 9】

図 9



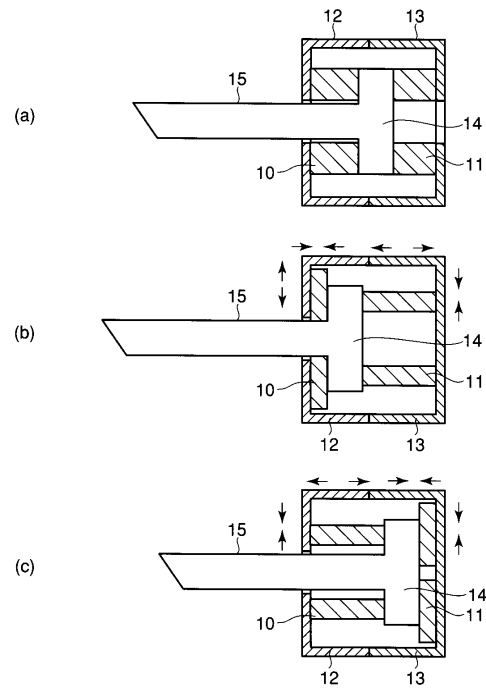
【 図 1 0 】

图 10



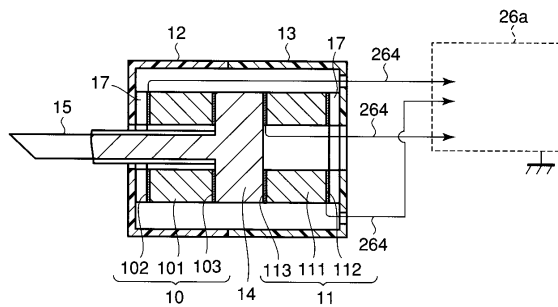
【 図 1 1 】

图 11



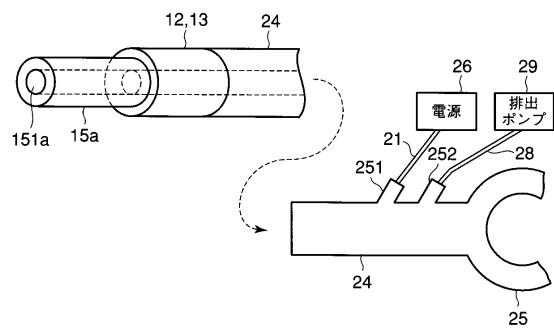
【 图 1 2 】

图 12



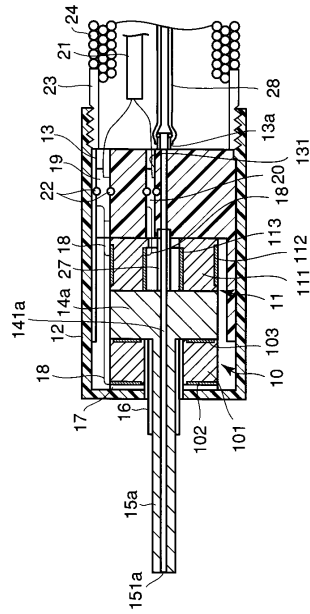
【 図 1 3 】

图 13



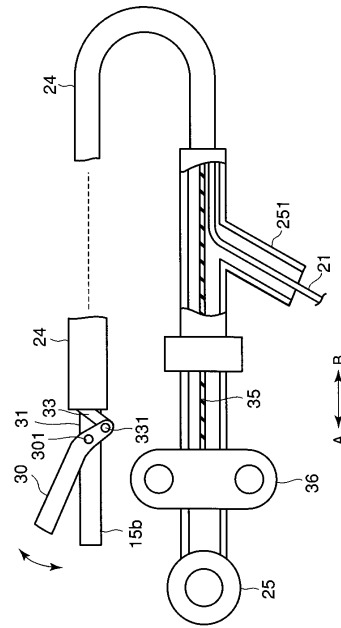
【図 14】

図 14



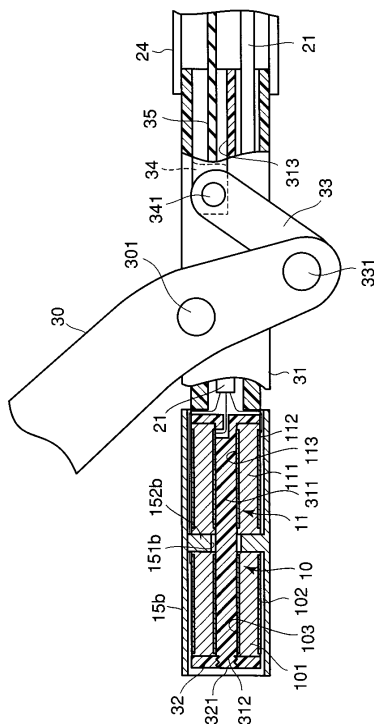
【図 15】

図 15



【図 16】

図 16



フロントページの続き

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 山田 典弘

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 寺澤 忠司

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 0 2 / 0 1 5 1 8 2 5 (U S , A 1)

特開平 7 - 4 7 1 3 5 (J P , A)

特開平 2 - 9 9 0 4 6 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 2 8 6 1 6 2 (J P , A)

特開 2 0 0 1 - 5 7 9 8 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 8 / 0 0

专利名称(译)	超音波治疗装置		
公开(公告)号	JP4542499B2	公开(公告)日	2010-09-15
申请号	JP2005314324	申请日	2005-10-28
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	山田典弘		
发明人	山田 典弘		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/32007 A61B2017/320082 Y10S82/904 Y10S310/80		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.510 A61B17/34.310 A61B17/34.510		
F-TERM分类号	4C060/FF31 4C060/JJ13 4C060/JJ17 4C060/JJ27 4C160/JJ13 4C160/JJ43 4C160/JJ46 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN09 4C160/NN11		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2007117447A JP2007117447A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够促进小型化的简单结构的超声治疗装置。
 解决方案：包括正电极102和112的第一和第二致动器10和11以及设置在管状电致伸缩高分子101和111中的负电极103和113设置成彼此面对，其间具有固定构件14。用于插入第一致动器10的刀片15连接到固定构件14。超声治疗装置构造造成使得刀片15通过使第一和第二致动器10和11同步驱动而经由固定构件14经受超声波振动。一个致动器伸展并驱动另一个致动器延伸。Z

