

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) **公開特許公報(A)**

(11)特許出願公開番号

特開2007-117447

(P2007-117447A)

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(51) Int.C1.

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

A 6 1 B 17/34 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/36 3 3 0

A 6 1 B 17/34 3 1 0

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-314324 (P2005-314324)

(22) 出願日 平成17年10月28日 (2005.10.28)

(71) 出願人 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100058479

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

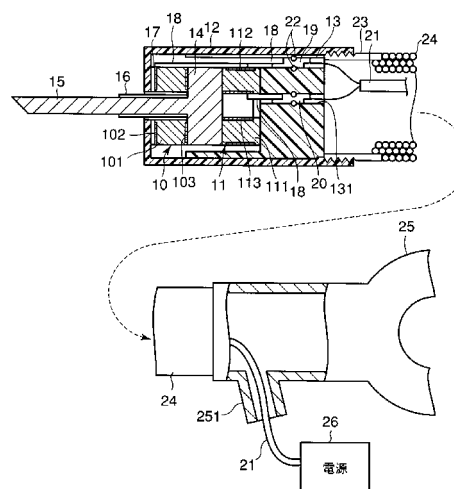
(57) 【要約】

【課題】この発明は、簡易な構成で、且つ、小型化の促進を図り得るようにすることにある。

【解決手段】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。

【選択図】 図1

1



【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】

前記固体部材を介在して対向配置された第 1 及び第 2 のアクチュエータは、筐体内に伸縮自在に収容されることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか記載の超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

【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、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。

20

【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。

【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。

30

【0005】

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、一方向が収縮して他方向が伸展することで、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。

40

【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。）。

【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

50

要請される。

【特許文献1】米国特許第6068647号明細書

【特許文献2】米国特許第6214017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

【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】

10

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

20

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。

30

【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。

40

【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

50

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の外周面及び内周面に伸縮自在なプラス電極112及びマイナス電極113が分離して設けられ、そのマイナス電極113が上記固定部材14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と線材18を介して電氣的に接続され、そのマイナス電極113が、上記

10

【0016】

また、上記第2のアクチュエータ11のプラス電極112及びマイナス電極113は、線材18を介して第2のケース13の電極挿通孔131に配したプラス金属板19及びマイナス金属板20に電氣的に接続され、このプラス金属板19及びマイナス金属板20には、配線ケーブル21が接続される。このプラス金属板19及びマイナス金属板20は、第2のケース13の電極挿通孔131に対して例えばOリング22を介在して密閉収容される。

【0017】

上記配線ケーブル21は、上記第1のケース12に支持部材23を介して固定される可撓性を有したシース24内に挿通される。このシース24の基端には、引き出し口251を有した処置操作部25が操作自在に設けられ、この引き出し口251から上記シース24内に挿通された配線ケーブル14が引き出される。この引き出し口251から引き出された配線ケーブル14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26に接続される。

20

【0018】

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、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。

30

【0019】

ここで、上記第1及び第2のアクチュエータ10（11）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101（111）の両面にプラス電極102（112）及びマイナス電極103（113）を形成して構成した場合、このプラス電極102（112）及びマイナス電極103（113）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101（111）が、電圧の周期に同期してプラス電極102（112）とマイナス電極103（113）との間に引力が

40

【0020】

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、そのプラス電極102、112及びマイナス電極103、113に電源26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10の電歪高分子101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11の電歪高分子111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14に設けられたブレード15は、第1及び第2

50

のアクチュエータ 10, 11 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。

【0021】

上記ブレード 15、第 1 及び第 2 のケース 12, 13、シース 24 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 15 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 12, 13 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 15 を超音波振動させ、ここに、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。

10

【0022】

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 15、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。

【0023】

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 15 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 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、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 が電源 26 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 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。

20

【0024】

このように、上記超音波治療装置は、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。

30

【0025】

これによれば、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とにより、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り、高い処置能力を有するブレード 15 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。

40

【0026】

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 及びマイナス電極 103 を設けて、第 2 のアクチュエータ 11 の電歪高分子 111 の内周面及び外周面にプラス電極 112 及びマイナス電極 113 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 10, 11 の電歪高分子 101, 111 内にプラス電極 102, 112 に電氣的に接続されるプラス内部電極 104, 114 と、マイナス電極 103, 113 に電氣的に接続されるマイナス内部電極 105, 115 を配して構成しても良い。この場合、各プラス内部電極 104, 114 及びマイナス内部電極 105, 115 は、例えば電歪高分子 101, 111 内に複数層が所定の間隔を有して埋設されて各プラス

50

電極 102, 112 及びマイナス電極 103, 113 に電氣的に接続される。

【0027】

また、ブレード 15 と固定部材 14 の配置構成としては、上記説明のようなブレード 15 を固定部材 14 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 15 を固定部材 14 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。

【0028】

即ち、固定部材 14 には、螺子孔 141 を第 1 のアクチュエータ 10 の電歪高分子 101 の内周面に対応して設け、ブレード 15 の基端には、螺子部 151 を固定部材 14 の螺子孔 141 に対応して設ける。そして、ブレード 15 は、第 1 のアクチュエータ 10 の電歪高分子 101 を挿通させて、その螺子部 151 を固定部材 14 の螺子孔 141 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 15 と第 1 のケース 12 との間に絶縁チューブ 16 を介在して絶縁配置し、その第 1 のアクチュエータ 10 のプラス電極 102 と第 1 のケース 12 との間に絶縁リング 17 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）。

【0029】

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 10, 11 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。

【0030】

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 10, 11 の双方の電歪高分子 101, 11 の内周面及び外周面にプラス電極 102, 112 及びマイナス電極 103, 113 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 10, 11 は、その第 1 のアクチュエータ 10 に対して上記第 2 のアクチュエータ 11 が固定部材 14 を挟んで対向配置される。

【0031】

また、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 10, 11 には、交流電源 261、バイアス回路 262、反転回路 263 を有する電源 26a が接続され、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。この場合、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、固定部材 14 に短絡しないように配され、その各マイナス電極 103, 113 は、固定部材 14 に導通されて配される。

【0032】

そして、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 が、線材 264 を介して電源 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。これにより、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 10, 11 は、図 10 に示すように電源 26a からバイアス電圧 V_0 が印加されると、交流電圧が 0V の場合、基準（イ）、（ハ）となる。そして、第 1 のアクチュエータ 10 は、電源 26a から電圧 $V_0 + E_0$ 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 11 は、電圧 $V_0 - E_0$ が印加されると、基準（ニ）となる。ここで、 $V_0 \geq E_0$ である。

【0033】

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 11（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 10, 11 は、電源 26a を介して第 1 のアクチュエータ 10 に電圧 $V_0 - E_0$ が印加され、第 2 のアクチュエータ 11 に電圧 $V_0 + E_0$ が印加されると、図 11（b）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 $V_0 + E_0$ が印加され、第 2 のアクチュエータ 11 に電圧 $V_0 - E_0$ が印加されると、図 11（c）に示すように第 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

10

20

30

40

50

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。

【0034】

上記第 1 及び第 2 のアクチュエータ 10, 11 に配する電極構造としては、その他、図 12 に示すようにそれぞれプラス電極 102, 112 及びマイナス電極 103, 113 を電歪高分子 101, 111 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、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。 10

【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)。 40

【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 50

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。

【0043】

この際、排出ポンプ29が駆動され、粉碎・乳化処置した生体組織がブレード15aの挿通孔151aに吸引されてポート27、繋ぎ孔部13a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。

10

【0044】

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。

【0045】

（第3の実施の形態）

図15乃至図18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15乃至図18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。

20

【0046】

即ち、第3の実施の形態では、図15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15bの基端部に鉗子片30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15bは、図16及び図17に示すように筒状に形成され、その中間部に挿通孔151bを有した隔壁152bが設けられる。そして、このブレード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10, 11には、筒状の電歪高分子101, 111の外周面及び内周面にそれぞれプラス電極102, 112及びマイナス電極103, 113が設けられる。

30

【0047】

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の各内周面部、隔壁152bの挿通孔151bには、先端カバー部材31に突設された固定部311が挿通される。この固定部311の先端部には、螺子部312が設けられ、この螺子部312は、カバー押さえ部材32に設けられた螺子孔321に螺合される。これにより、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と先端カバー部材31との間に配されてブレード15b内に収容配置される。

【0048】

また、上記先端カバー部材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支持される（図16参照）。この鉗子片30の基端部には、リンク部材33の一端部が支持ピン331を介して回動自在に取付けられる。そして、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る。

40

【0049】

この連結部材34は、先端カバー部材31に設けられる案内溝313に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る。この操作ワイヤ35は、上記シース24内に挿通されて上記処置操作部25に移動操作自在に設けられるハンドル36が取付けられ、このハンドル36の摺動操作により矢印A, B方向に移動付勢される。

【0050】

50

上記鉗子片 30 は、ハンドル 36 を操作して操作ワイヤ 35 が矢印 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 を介して時計方向に回転される。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転され、ブレード 15b 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 30 は、上記ハンドル 36 が反転操作されると、上記操作ワイヤ 35 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 15b から離間される。

【0051】

また、上記先端カバー部材 31 には、上記第 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 103, 113 に接続された配線ケーブル 21 が挿通され、この配線ケーブル 21 には、上記電源 26a 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 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、その印加される周期に応じて、図 18 (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 15b を超音波振動させる。

10

【0052】

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 10, 11 の内挿されたブレード 15b、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。

20

【0053】

ここで、処置操作部 25 のハンドル 36 を操作して鉗子片 27 を開き、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して、位置したのを確認した状態で、ハンドル 36 を反転操作して鉗子片 30 を閉方向に回転させて鉗子片 30 とブレード 15b との間に生体組織を挟持する。

【0054】

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、第 1 及び第 2 のアクチュエータ 10, 11 は、図 18 (b) あるいは (c) に示すように電源 26a 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 15b が超音波振動されて鉗子片 30 との間に挟持した生体組織の粉碎・乳化処置が行われる。

30

【0055】

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 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。

【0056】

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。

40

【0057】

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。

【0058】

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ができる。

50

【0059】

(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、
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。

10

【0060】

(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超音波治療装置。

【0061】

(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、
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。

20

30

【0062】

(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、
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。

40

【0063】

50

(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

【0064】

(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。

20

【図面の簡単な説明】

【0065】

【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。

30

【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。

【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。

40

【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19の要部を軸方向に断面して示した図である。

【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。

50

【符号の説明】

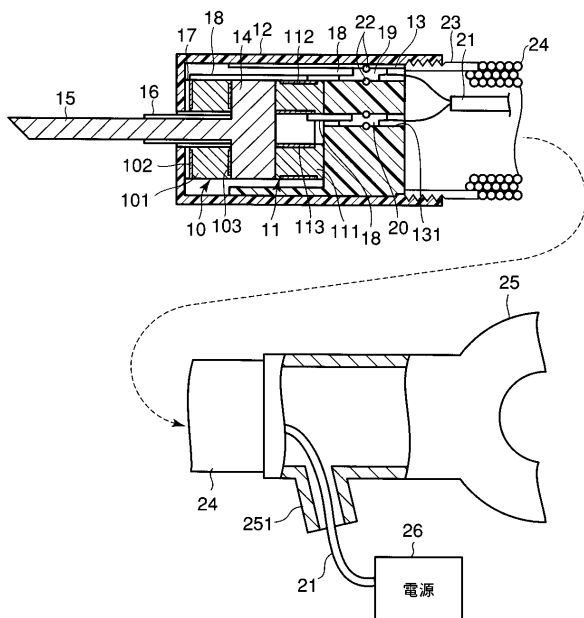
【0066】

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

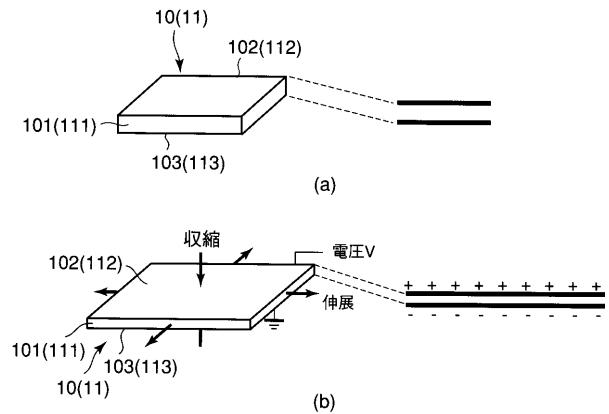
【図1】

図1



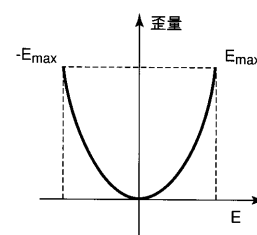
【図2】

図2



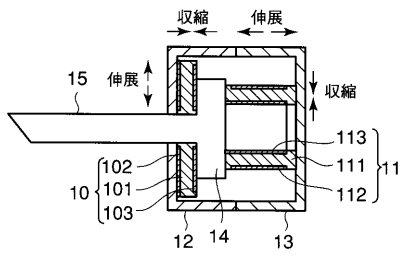
【図3】

図3



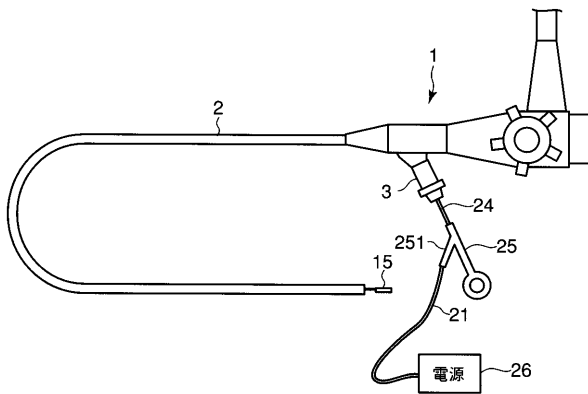
【図 4】

図 4



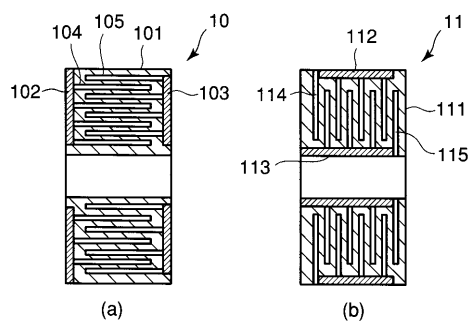
【図 5】

図 5



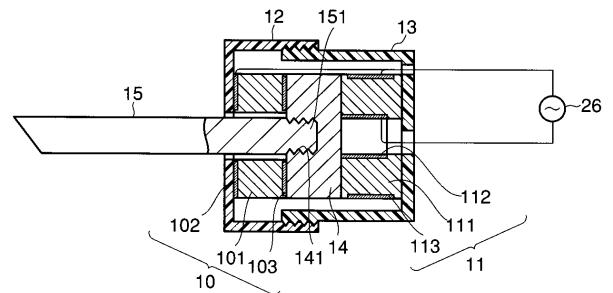
【図 7】

図 7



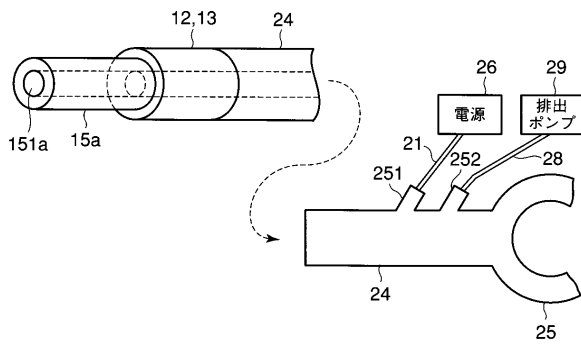
【図 8】

図 8



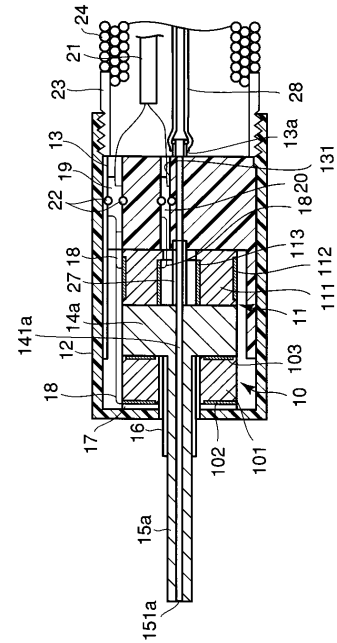
【図 1 3】

図 13



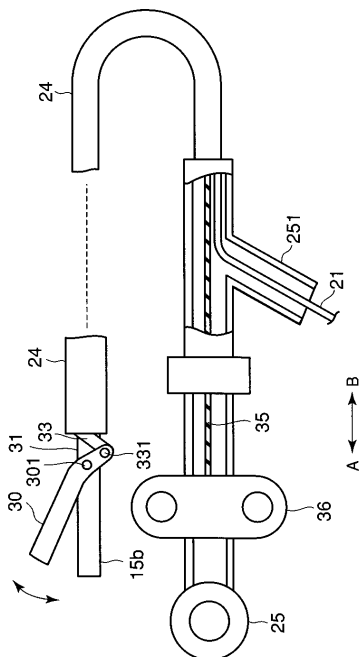
【図 1 4】

図 14



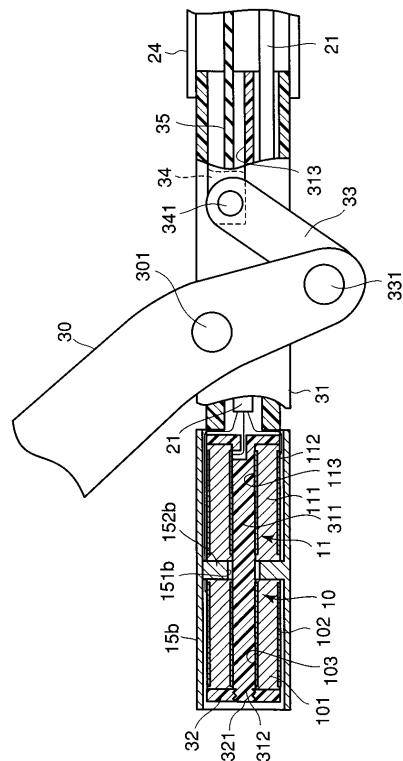
【図 1 5】

図 15



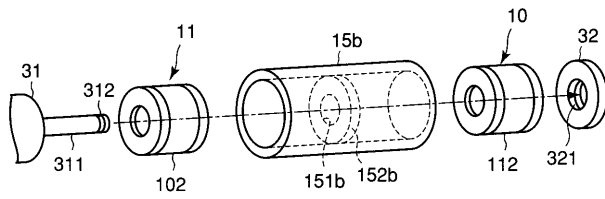
【図 1 6】

図 16



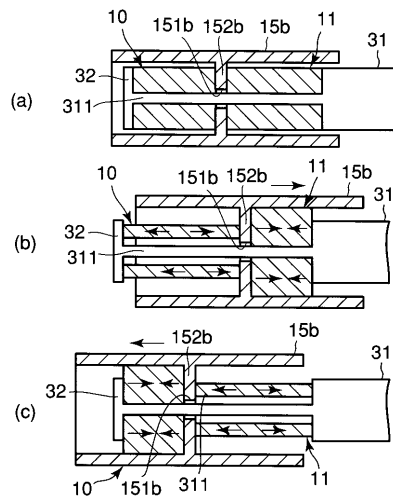
【図 17】

図 17



【図 18】

図 18



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番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C060 FF31 JJ13 JJ17 JJ27

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2007117447A5	公开(公告)日	2007-08-16
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		
[标]发明人	山田典弘		
发明人	山田 典弘		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/34		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/32007 A61B2017/320082 Y10S82/904 Y10S310/80		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/34.310		
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 JP4542499B2		

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