

(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2007-117446

(P2007-117446A)

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(51) Int.Cl.

A61B 18/00 (2006.01)

F I

A61B 17/36 330

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-314323 (P2005-314323)

(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4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

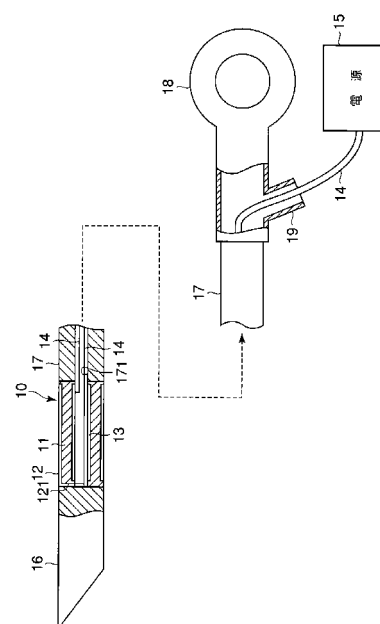
(57) 【要約】

【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】電歪高分子11にプラス電極12及びマイナス電極13を配し、その電極12、13間に電圧が印加されると、電歪高分子11が伸縮駆動されるアクチュエータ10を備えて、アクチュエータ10のプラス電極12及びマイナス電極13に電圧を所定の周期で供給して電歪高分子11を伸縮駆動させ、ブレード16を超音波振動させるように構成した。

【選択図】図1

図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アクチュエータと、

前記アクチュエータの電歪高分子の伸縮駆動に連動して超音波振動し、治療部位を処置する処置部と、

前記アクチュエータの電極に電圧を供給して前記電歪高分子を伸縮駆動する電源手段と、
を具備することを特徴とする超音波治療装置。

【発明の詳細な説明】

10

【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、一方が収縮して他方が伸展することで、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、義足パンプ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 2 0 0 4 年 2 月号 5 6 頁～ 6 5 頁

50

【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】

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アクチュエータと、前記アクチュエータの電歪高分子の伸縮駆動に連動して超音波振動し、治療部位を処置する処置部と、前記アクチュエータの電極に電圧を供給して前記電歪高分子を伸縮駆動する電源手段とを備えて超音波治療装置を構成した。

10

【0010】

上記構成によれば、アクチュエータは、その電極間に電圧が印加されると、電歪高分子の電極に対応した一方方向が収縮されて、その一方方向と直交する他方方向が数10%～数100%の歪率で伸展されることにより、電源手段からの電圧の周期に同期して伸縮駆動され、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。

20

【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】

30

(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アクチュエータ10は、チューブ状の電歪高分子11の外周面及び内周面に伸縮自在なプラス12電極及びマイナス電極13が分離して配される(図2及び図3参照)。

【0014】

この電歪高分子11は、弾性を有するいわゆるコンデンサーであり、上述した非特許文献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チューブ状に形成される。そして、プラス電極12及びマイナス電極13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。

40

【0015】

上記アクチュエータ10のプラス電極12は、プラス電極接続端121が電歪高分子11の内径まで延出される。そして、このプラス電極接続端121及びマイナス電極13には、配線ケーブル14、14の一端が接続される。

【0016】

この配線ケーブル14の他端には、電源手段を構成する電源15に接続され(図4参照)、この電源15から電圧を上記プラス電極12及びマイナス電極13に所望の周期で印加する。これにより、電歪高分子11は、上述した非特許文献3に示されるように電圧の周期に同期してプラス電極12とマイナス電極13との間に引力が発生して面方向(外周

50

面から内周面方向)に収縮され、その面方向と直交する方向(チューブ軸方向)に伸展される(図5(a)(b)参照)。この歪率は、図6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る。

【0017】

上記アクチュエータ10には、その一端部に処置部を構成するブレード16が例えば接着、スポット溶接、ロー付け等の接合方法により接合される。そして、このアクチュエータ10の他端部には、可撓性部材であるシース17を介して処置操作部18が設けられ、この処置操作部18には、ケーブル引き出し口181が設けられる。このケーブル引き出し口181には、上記アクチュエータ10のプラス電極12及びマイナス電極13に接続された配線ケーブル14、14が上記シース17に設けられた挿通孔171に挿通された後、挿通されて外部に引き出される。そして、このケーブル引き出し口181から引き出された配線ケーブル14は、上記電源15に接続される。

10

【0018】

また、上記アクチュエータ10及びシース17には、例えば図7に示すようにテフロン(登録商標)、ポリエチレン、アクリル、シリコン、ポリウレタン等の樹脂材料で形成した保護用樹脂チューブ19が例えば接着剤を用いて被覆される。この樹脂チューブ19としては、その他、少なくとも図8に示すようにアクチュエータ10を覆うように設けるだけでも良い。これにより、アクチュエータ保護の促進が図れる。

【0019】

上記ブレード16、アクチュエータ10及びシース17は、図9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10参照)。ここで、ブレード16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、アクチュエータ10は、その電歪高分子11のプラス電極12及びマイナス電極13に対して上記電源15からの電圧が所望の周期で印加されると、電歪高分子11がチューブ軸方向に伸縮駆動されてブレード16を超音波振動させ、ここに、ブレード16を用いた生体組織の切開・止血等の処置が可能となる。

20

【0020】

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16、アクチュエータ10及びシース17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。

30

【0021】

次に、患部の観察を行いながら処置操作部18を操作して、ブレード16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、アクチュエータ10のプラス電極12及びマイナス電極13には、電源15から電圧が所望の周期で印加される。すると、アクチュエータ10は、その電歪高分子11が電源15からの電圧の供給周期に同期してチューブ軸方向に伸縮され、ここに、ブレード16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。

40

【0022】

このように、上記超音波治療装置は、電歪高分子11にプラス電極12及びマイナス電極13を配し、その電極12、13間に電圧が印加されると、電歪高分子11が伸縮駆動されるアクチュエータ10を備えて、アクチュエータ10のプラス電極12及びマイナス電極13に電圧を所定の周期で供給して電歪高分子11を伸縮駆動させ、ブレード16を超音波振動させるように構成した。

【0023】

これによれば、アクチュエータ10は、そのプラス電極12とマイナス電極13間に電圧が印加されると、上述した非特許文献1及び3に示されるように電歪高分子11の電極12、13に対応する一方方向が収縮されて、その直交する他方方向が数10%~数10

50

0%の歪率で伸展され、印加される電圧の周期に同期して伸縮されてブレード16を超音波振動する。これにより、ブレード16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16を、小型のアクチュエータ10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。

【0024】

また、上記説明では、アクチュエータ10の電歪高分子11をブレード16に接着、スポット溶接、ロー付け等の手法で接合するように構成した場合で説明したが、これに限ることなく、その他、例えば図11に示すように押さえ部材20及び線材21を用いて電歪高分子11とブレード16を固定配置するように構成しても良く、同様の効果が期待される。

10

【0025】

即ち、線材21は、上記ブレード16に突出して設けられ、その先端部に螺子部211が形成される。この線材21は、例えば導電性を有する金属等で形成した場合、絶縁チューブ22が被覆されて上記電歪高分子11内に挿通される。そして、この線材21の螺子部211には、上記押さえ部材20に設けられた螺子孔201が螺合される。これにより、アクチュエータ10の電歪高分子11は、ブレード16に線材21及び押さえ部材20を介して固定配置される。

【0026】

また、アクチュエータ10を線材21及び押さえ部材20を用いてブレード16に接合固定する場合には、例えば図12乃至図14に示すように少なくとも2枚の膜状の電歪高分子11aを用いて形成することで、さらに歪率の向上を図ることが可能となる。

20

【0027】

即ち、両面にプラス電極12及びマイナス電極13を形成した膜状の電歪高分子11aを2枚、例えば互いのマイナス電極13を重ねて線材21に巻き付けて形成する。上述した非特許文献1に示されるように線材21ではなく、ばねを用いても良いが、線材21を用いる方がより剛性を高くでき、周波数特性をより向上させることができる。この際、電歪高分子11aを予め、伸展させた状態で形成することが可能となり、そのプラス電極12及びマイナス電極13に対して電圧を印加した際の歪を大きく設定することが可能となる。

【0028】

この電歪高分子構成の場合、上記押さえ部材20には、図14に示すように線材挿通孔202、一对の電極挿通孔203が設けられる。このうち線材挿通孔202には、上記ブレード16に固定された線材21が挿通され、この線材21の先端部に固定部材23が取り付けられて押さえ部材20に固定される。他方の電極挿通孔203には、上記プラス電極及びマイナス電極12、13に接続されたプラス電極接続端121a及びマイナス電極接続端131（図12参照）が挿通され、上記配線ケーブル14を介して電源15に接続される。

30

【0029】

さらに、上記説明では、アクチュエータ10の電歪高分子11としてチューブ状のものを用いて構成した場合で説明したが、これに限るものでなく、その他、例えば図15乃至図18に示すように構成しても良く、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、上記図1乃至図14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。

40

【0030】

図15及び図16では、電歪高分子111を矩形状に形成して、その対向する両側面にプラス電極12及びマイナス電極13を分離して配し、このプラス電極12及びマイナス電極13は、上記電源15に接続させる。そして、このプラス電極12及びマイナス電極13には、それぞれ電歪高分子111内に面方向と略平行に埋設された、例えば複数のプラス内部電極12a及びマイナス内部電極13aが接続される（図16参照）。この複数のプラス内部電極12a及びマイナス内部電極13aは、例えば電歪高分子111の面方向に

50

交互に所定の間隔を有して対設するように埋設される。

【0031】

図17及び図18は、電歪高分子112を矩形状に形成して、その上下面にプラス電極12及びマイナス電極13を分離して配し、このプラス電極12及びマイナス電極13は、上記電源15に接続させる。そして、このプラス電極12及びマイナス電極13には、それぞれ電歪高分子112内に面方向と略直交して埋設された、例えば複数のプラス内部電極12b及びマイナス内部電極13bが接続される(図18参照)。この複数のプラス内部電極12b及びマイナス内部電極13bは、例えば電歪高分子112の面方向と直交する方向に交互に所定の間隔を有して対設するように埋設される。

【0032】

(第2の実施の形態)

図19乃至図23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19乃至図23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。

【0033】

即ち、第2の実施の形態では、図19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16に挿通孔161を設けた処置具構造に適用するように構成した。このブレード16の挿通孔161には、チューブ24の一端が挿入される(図20参照)。このチューブ24の他端部は、上記アクチュエータ10の電歪高分子11a(上記図12参照)内に挿通された後、上記シース17内に挿通され、処置操作部18に設けられるチューブ排出口182から引き出されて排出ポンプ25に連結される。

【0034】

この場合、アクチュエータ10は、例えば上記図12に示すように膜状の電歪高分子11aの両面にプラス電極12及びマイナス電極13を積層形成して、互いのマイナス電極13同士を重ねて上記チューブ24の周囲に巻き付けてられる(図21参照)。この際、プラス12電極及びマイナス電極13は、配線ケーブル14を介してシース17とチューブ24との間の隙間を通して処置操作部18まで配線接続され、この配線ケーブル14がケーブル引き出し口181から引き出されて上記電源15に接続される。

【0035】

また、上記アクチュエータ10及びシース17は、例えば図22に示すように上記第1の実施の形態と同様のテフロン、ポリエチレン、アクリル、シリコン、ポリウレタン等の樹脂材料で形成した保護用樹脂チューブ19が被されて接着される。この樹脂チューブ19としては、その他、少なくとも図23に示すようにアクチュエータ10を覆うように設けるだけでも良い。これにより、アクチュエータ保護の促進が図れる。

【0036】

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16、アクチュエータ10及びシース17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。

【0037】

次に、患部の観察を行いながら処置操作部18を操作して、ブレード16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、アクチュエータ10のプラス電極12及びマイナス電極13には、電源15から電圧が所望の周期で印加される。すると、アクチュエータ10は、その電歪高分子11aが電源15からの電圧の供給周期に同期してチューブ軸方向に伸縮され、ここに、ブレード16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。

【0038】

この際、排出ポンプ25が駆動され、粉碎・乳化処置した生体組織がブレード16の挿

10

20

30

40

50

通孔 161 に吸引されてチューブ 24 を通して排出ポンプ 25 から図示しない排出瓶に排出される。

【0039】

(第3の実施の形態)

図 24 乃至図 28 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 24 乃至図 28 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。

【0040】

即ち、第3の実施の形態では、図 24 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 26 の基端部に鉗子片 27 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 26 は、図 25 及び図 26 に示すように有底筒状に形成され、その内部に上記アクチュエータ 10 が挿入される。

【0041】

このアクチュエータ 10 は、上述したようにチューブ状の電歪高分子 11 の内周面及び外周面にプラス電極 12 及びマイナス電極 13 が設けられ、電歪高分子 11 の先端部がブレード 26 の底面に取付けられる(図 26 参照)。この電歪高分子 11 の他端部には、先端カバー部材 28 の一端部が取付けられ、この先端カバー部材 28 の他端部には、上記可撓性を有したシース 17 の先端部が取付けられる。

【0042】

なお、上記アクチュエータ 10 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構成のものを用いて適用可能で、同様の効果が期待される。

【0043】

上記ブレード 26 に挿入されたアクチュエータ 10 には、例えば図 27 に示すように上記第1及び第2の実施の形態と同様のテフロン、ポリエチレン、アクリル、シリコン、ポリウレタン等の樹脂材料で形成した保護用樹脂チューブ 19 が被されて接着される。これにより、アクチュエータ保護の促進が図れる。

【0044】

上記先端カバー部材 28 には、鉗子片 27 の中間部が主軸ピン 281 を介して回転自在に支持される(図 25 参照)。この先端カバー部材 28 の基端部には、リンク部材 29 の一端部が支持ピン 291 を介して回転自在に取付けられる。そして、リンク部材 29 の基端部には、連結部材 30 が操作ピン 301 を介して回転自在に取付けられる。

【0045】

この連結部材 30 は、先端カバー部材 28 に設けられる案内溝 282 に軸方向に移動自在に配される。そして、この連結部材 30 には、操作ワイヤ 31 の先端部が取付けられる。この操作ワイヤ 31 は、上記シース 17 内に挿通されて上記処置操作部 18 に移動操作自在に設けられるハンドル 32 が取付けられ、このハンドル 32 の摺動操作により矢印 A、B 方向に移動付勢される。

【0046】

上記鉗子片 27 は、ハンドル 32 を操作して操作ワイヤ 31 が矢印 A 方向に引き込まれると、リンク部材 29 が連結部材 30、操作ピン 301 を介して時計方向に回転され、ブレード 26 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 27 は、上記ハンドル 32 が反転操作されると、上記操作ワイヤ 31 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 26 から離間される。

【0047】

また、上記先端カバー 28 には、上記アクチュエータ 10 のプラス電極 12 及びマイナス電極 13 に接続された配線ケーブル 14 が挿通され、この配線ケーブル 14 が上記電源 15 に接続される。これにより、アクチュエータ 10 は、電源 15 からの電圧が配線ケーブル 14 を介してプラス電極 12 及びマイナス電極 13 間に印加され、その印加される周

10

20

30

40

50

期に応じて、図 28 (a) に示す初期位置から矢印 B 方向 (軸方向) に伸展される (同図 (b) 参照)。

【0048】

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、ブレード 26、アクチュエータ 10 及びシース 17 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。

【0049】

ここで、処置操作部 18 のハンドル 32 を操作して鉗子片 27 を開き、ブレード 26 と鉗子片 27 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 32 を反転操作して鉗子片 27 を閉方向に回動させて鉗子片 27 とブレード 26 との間に生体組織を挟持する。 10

【0050】

次に、挟持状態を確認しながら処置操作部 18 を操作して、電源 15 の電圧を所望の周波数でアクチュエータ 10 のプラス電極 12 及びマイナス電極 13 に印加する。すると、アクチュエータ 10 は、その電歪高分子 11 が電源 15 からの電圧の供給周期に同期してチューブ軸方向に伸縮され、ここに、ブレード 26 が超音波振動されて鉗子片 27 との間に挟持した生体組織の粉碎・乳化処置が行われる。

【0051】

なお、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。 20

【0052】

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。

【0053】

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。 30

【0054】

(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電歪高分子アクチュエータと、
前記電歪高分子アクチュエータに接合され、前記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、前記治療部位を処置するブレードと、
電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を供給する電源と、
を具備することを特徴とする超音波治療装置。 40

【0055】

(付記 2)

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電歪高分子アクチュエータと、
前記電歪高分子アクチュエータに接合され、前記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、前記治療部位を処置するブレードと、
電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を供給する電源と、
前記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電歪高分子アクチュエータを動作制 50

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。

【0056】

(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電歪高分子アクチュエータと、
前記電歪高分子アクチュエータに接合され、前記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、前記治療部位を処置する中空状のブレードと、
電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を供給する電源と、
前記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電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、

10

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。

【0057】

(付記4)

付記9又は10記載の超音波治療装置において、
前記電歪高分子アクチュエータから前記電源への配線は、前記シース内側かつ前記チューブ外側に配したことを特徴とする超音波治療装置。

20

【0058】

(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電歪高分子アクチュエータと、
前記電歪高分子アクチュエータに接合され、前記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、前記治療部位を処置するブレードと、
電歪高分子アクチュエータの電極間に交流電圧を供給する電源と、
前記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電歪高分子アクチュエータを動作制御する操作部と、

30

前記電歪高分子アクチュエータに接続され、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。

【0059】

(付記6)

付記5記載の超音波治療装置において、
前記ブレードを有底筒状に形成し、且つ前記電歪高分子アクチュエータの電歪高分子を内周面及び外周面に電極を形成したチューブ状に形成し、前記ブレード内に前記電歪高分子アクチュエータの電歪高分子を内挿して、その端部を前記ブレードに固定配置したことを特徴とする超音波治療装置。

40

【0060】

(付記7)

付記5又は6記載の超音波治療装置において、
前記電歪高分子アクチュエータはチューブ状の電歪高分子の内周面と外周面に電極を配置し、外周面の電極は前記電歪高分子内側に引き出し、該電歪高分子内部から前記先端カバー部材内部と前記シース内部を通して前記電源まで配線したことを特徴とする超音波治療装置。

50

【図面の簡単な説明】

【0061】

【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のアクチュエータとブレードを取出して示した図である。

【図3】図2を軸方向に断面を示した図である。

【図4】図1のアクチュエータと電源との関係を示した図である。

【図5】図1のアクチュエータの動作原理を説明するために示した図である。

【図6】図5における電界Eと歪の関係を示した図である。

【図7】図1のアクチュエータ及びシース上に樹脂チューブを被覆した状態を示した図である。 10

【図8】図1のアクチュエータ上に樹脂チューブを被覆した状態を示した図である。

【図9】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10】図1のブレード、アクチュエータ及びシースを図9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11】図1のアクチュエータとブレードとその他の取付け実施例を示した図である。

【図12】図1のアクチュエータの他の実施例を示した図である。

【図13】図12のアクチュエータの取付け状態を軸方向と直交する方向で断面して示した図である。

【図14】図12のアクチュエータと押さえ部材との取付け例を示した図である。 20

【図15】図1のアクチュエータの他の実施例を示した図である。

【図16】図15のアクチュエータを断面して示した図である。

【図17】図1のアクチュエータの他の実施例を示した図である。

【図18】図17のアクチュエータを断面して示した図である。

【図19】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20】図19の要部を軸方向に断面して示した図である。

【図21】図19のアクチュエータをチューブに取付けた状態を軸方向と直交する方向で断面して示した図である。の

【図22】図19のアクチュエータとシース上に樹脂チューブを被覆した状態を示した図である。 30

【図23】図19のアクチュエータ上に樹脂チューブを被覆した状態を示した図である。

【図24】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25】図24の要部を断面して示した図である。

【図26】図24のブレードとアクチュエータの配置関係を説明するために示した図である。

【図27】図24のアクチュエータ上に樹脂チューブを被覆した状態を示した図である。

【図28】図24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】

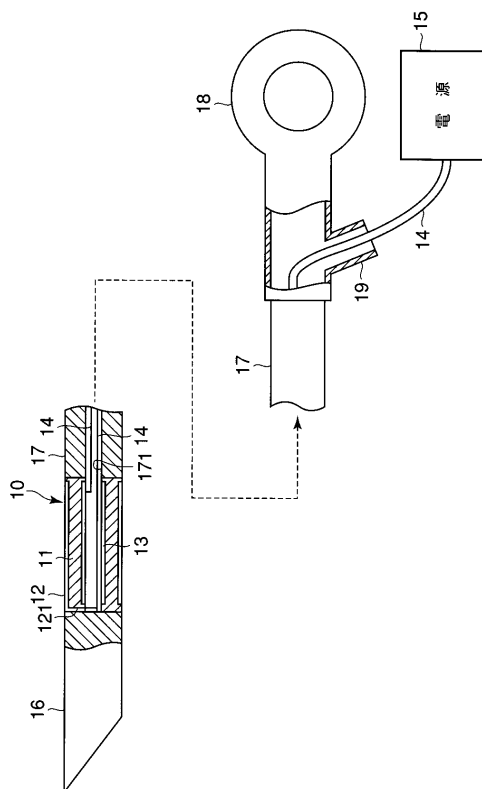
【0062】

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…アクチュエータ、11…電歪高分子、11a…電歪高分子、111…電歪高分子、112…電歪高分子、12…プラス電極、121、121a…プラス電極接続端、12a…プラス内部電極、12b…プラス内部電極、13…マイナス電極、131…マイナス電極接続端、13a…マイナス内部電極、13b…マイナス内部電極、14…配線ケーブル、15…電源、16…ブレード、161…挿通孔、17…シース、171…挿通孔、18…処置操作部、181…ケーブル引き出し口、182…チューブ排出口、19…樹脂チューブ、20…押さえ部材、201…螺子孔、202…線材挿入部、203…電極挿入孔、21…線材、211…螺子部、22…絶縁チューブ、23…固定部材、24…チューブ、25…排出ポンプ、26…ブレード、27…鉗子片、28…先端カバー部材、281…主軸ピン、282…案内溝、29…リンク部材、291…支持ピン、30…連結部材、301…操作ピ 40 50

ン、3 1…操作ワイヤ、3 2…ハンドル。

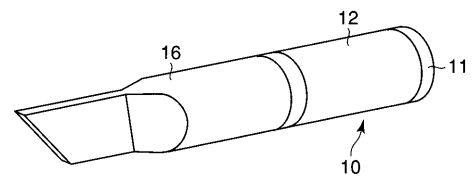
【図 1】

図 1



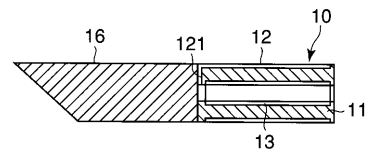
【図 2】

図 2



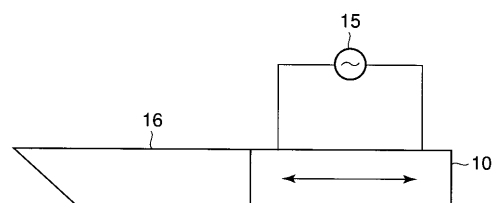
【図 3】

図 3



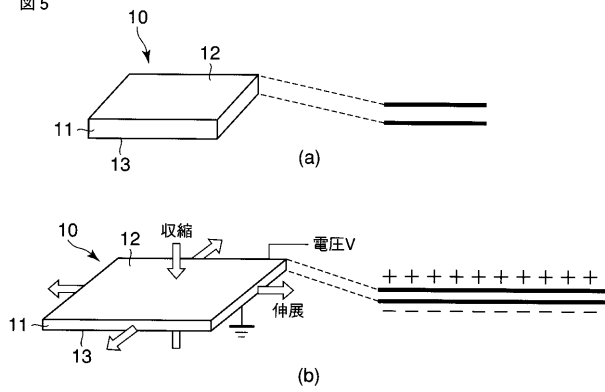
【図 4】

図 4



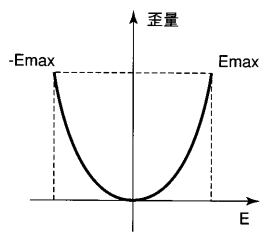
【図 5】

図 5



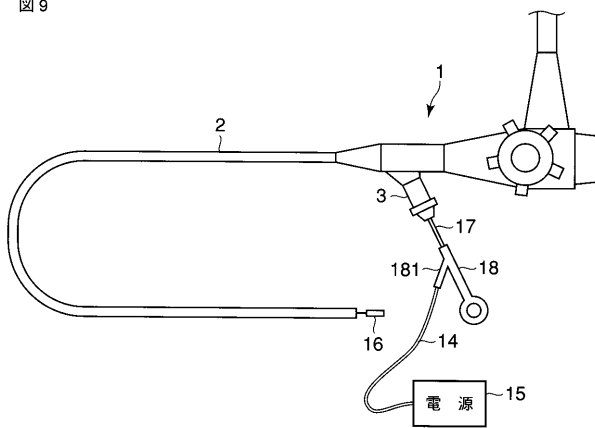
【図 6】

図 6



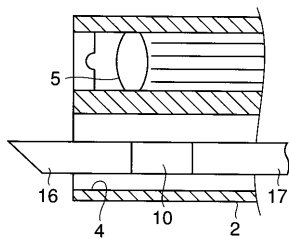
【図 9】

図 9



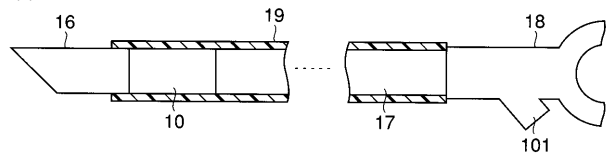
【図 10】

図 10



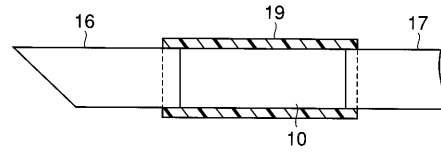
【図 7】

図 7



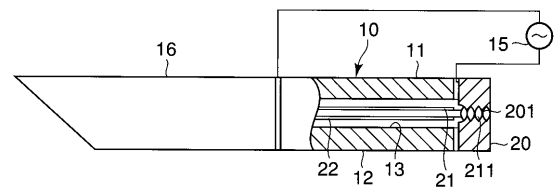
【図 8】

図 8



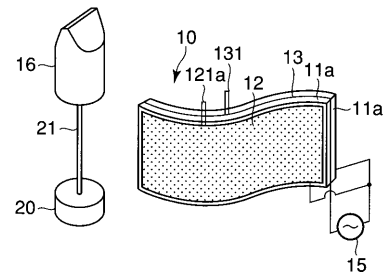
【図 11】

図 11



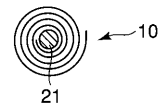
【図 12】

図 12



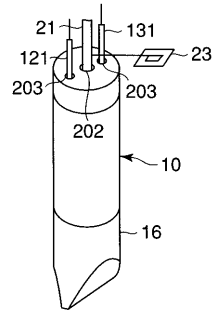
【図 13】

図 13



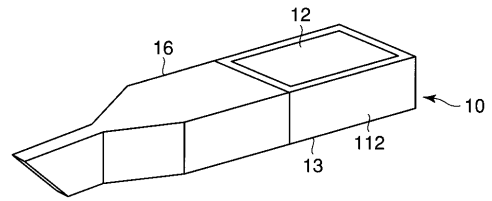
【図 1 4】

図 14



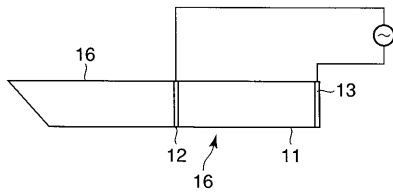
【図 1 7】

図 17



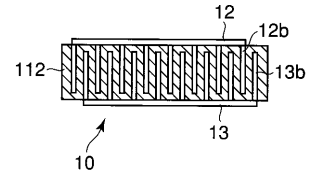
【図 1 5】

図 15



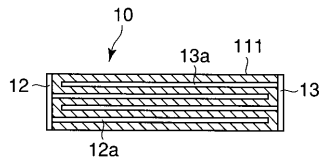
【図 1 8】

図 18



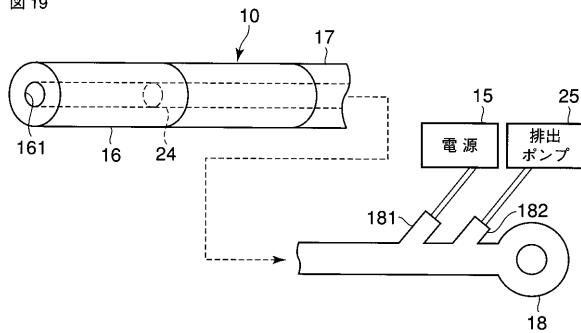
【図 1 6】

図 16



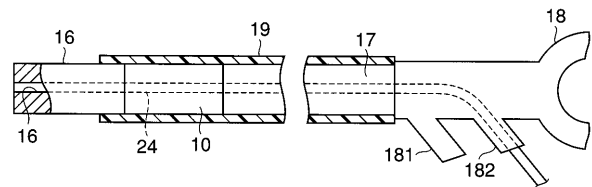
【図 1 9】

図 19



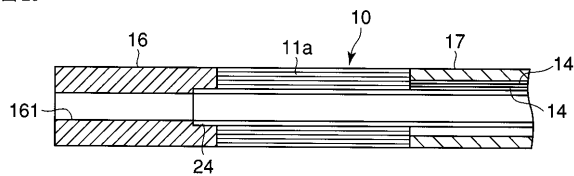
【図 2 2】

図 22



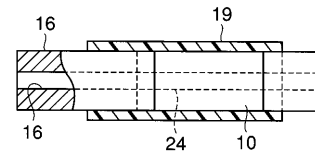
【図 2 0】

図 20



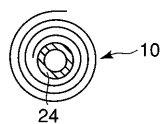
【図 2 3】

図 23

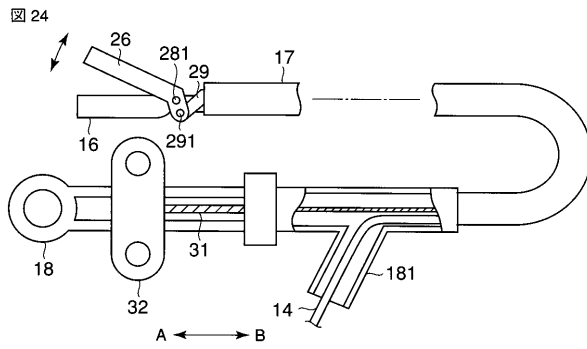


【図 2 1】

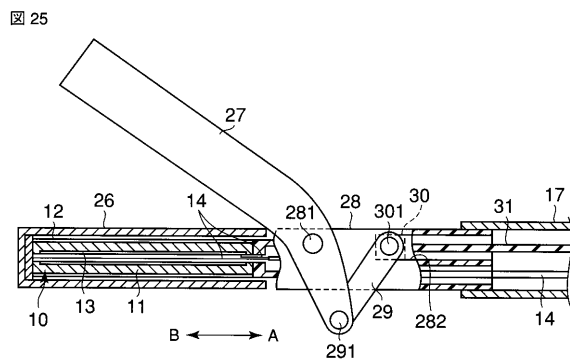
図 21



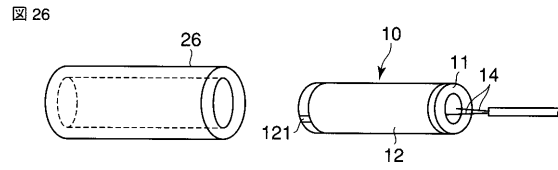
【図 2 4】



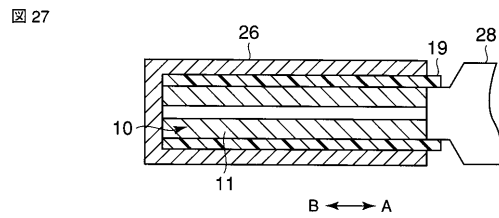
【図 2 5】



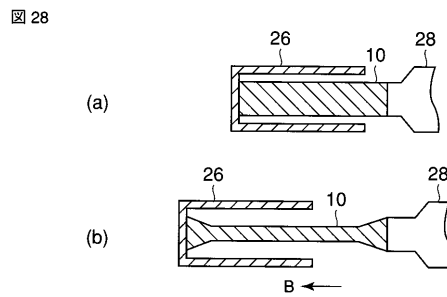
【図 2 6】



【図 2 7】



【図 2 8】



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 JJ12 JJ13 JJ22 JJ23 MM24

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2007117446A5	公开(公告)日	2007-08-16
申请号	JP2005314323	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		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/32007 A61B2017/320071 A61B2017/320082		
FI分类号	A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C060/JJ12 4C060/JJ13 4C060/JJ22 4C060/JJ23 4C060/MM24 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	JP2007117446A JP4657082B2		

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：超声治疗装置具有致动器10，其具有设置在电致伸缩高分子11中的正电极12和负电极13.当在致动器10中的电极12和13之间施加电压时，电致伸缩高分子11是拉伸。超声波治疗装置构造成使得通过以规定的周期将电压馈送到致动器10的正电极12和负电极13以使电致伸缩的高分子11伸展来使叶片16经受超声波振动。 Z