

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4657082号  
(P4657082)

(45) 発行日 平成23年3月23日(2011.3.23)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/36 330

請求項の数 3 (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)  
 (65) 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)  
 審査請求日 平成19年7月3日 (2007.7.3)

(73) 特許権者 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 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  
 (74) 代理人 100084618  
 弁理士 村松 貞男

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】

伸縮駆動するアクチュエータと、

前記アクチュエータに接続され、前記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、

を具備し、

前記アクチュエータは、

互いに対向する第1及び第2の対向面を備える外面を有する電歪高分子部材と、

前記電歪高分子部材の外面の前記第1の対向面に設けられている第1の電極部材と、

前記電歪高分子部材の外面の前記第2の対向面に設けられ、前記第1の電極部材に対して分離されている第2の電極部材と、 10

前記電歪高分子部材に埋設され、前記第1の電極部材に接続されている複数の第1の内部電極部材と、

前記電歪高分子部材に埋設され、前記第2の電極部材に接続され、前記複数の第1の内部電極部材に対して前記第1及び前記第2の対向面の面方向と略直交する方向に交互に離間されて対設されている複数の第2の内部電極部材と、

を有し、

前記第1の電極部材と前記第2の電極部材との間に交流電圧が印加される場合には、前記電歪高分子部材が伸縮駆動される、

ことを特徴とする超音波治療装置。

## 【請求項 2】

前記処置部は筒状ブレードを有し、

前記筒状ブレードは、前記筒状ブレードの一端部を閉塞している端壁を有し、

前記アクチュエータは、前記筒状ブレード内に収容され、前記端壁に接続されている、  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波治療装置。

## 【請求項 3】

長手方向に延びているシースと、

前記シースの先端部と前記アクチュエータとを接続している先端部材と、

前記先端部材に設けられ、前記処置部に対して開閉可能であり、前記処置部との間で処置対象を保持する保持部材と、

をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に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。

## 【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。

## 【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、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。）。

## 【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

【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。

10

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一実施態様では、超音波治療装置は、伸縮駆動するアクチュエータと、前記アクチュエータに接続され、前記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、を具備し、前記アクチュエータは、互いに対向する第 1 及び第 2 の対向面を備える外面を有する電歪高分子部材と、前記電歪高分子部材の外面の前記第 1 の対向面に設けられている第 1 の電極部材と、前記電歪高分子部材の外面の前記第 2 の対向面に設けられ、前記第 1 の電極部材に対して分離されている第 2 の電極部材と、前記電歪高分子部材に埋設され、前記第 1 の電極部材に接続されている複数の第 1 の内部電極部材と、前記電歪高分子部材に埋設され、前記第 2 の電極部材に接続され、前記複数の第 1 の内部電極部材に対して前記第 1 及び前記第 2 の対向面の面方向と略直交する方向に交互に離間されて対設されている複数の第 2 の内部電極部材と、を有し、前記第 1 の電極部材と前記第 2 の電極部材との間に交流電圧が印加される場合には、前記電歪高分子部材が伸縮駆動される、ことを特徴とする。

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】

30

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。

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

50

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。

20

【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。

【0020】

30

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。

【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

50

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 100 % 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、スボット溶接、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。

#### 【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。

#### 【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、一対の電極挿通孔 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。

#### 【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。

#### 【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

10

20

30

40

50

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。 10

【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。 20

【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。 30

【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。 40

【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。 50

## 【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。

10

## 【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。

20

## 【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に内挿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。

30

## 【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を介して回動自在に支持される(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を介して回動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を介して回動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。

40

## 【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動されることにより、主軸ピン281を中心として反時計方向に回動され、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動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

50

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。

10

【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との間で生体組織を挟持する。

【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の電圧を所望の周期でアクチュエータ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との間で挟持した生体組織の粉碎・乳化処置が行われる。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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、

40

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。

【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、

50

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、  
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、

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)

20

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。

## 【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、

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)

40

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。

## 【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

50

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。

【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。 10

【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。

【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。 20

【図11】図1のアクチュエータとブレードと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。 20

【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。

【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。 30

【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 30

【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。

【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】 40

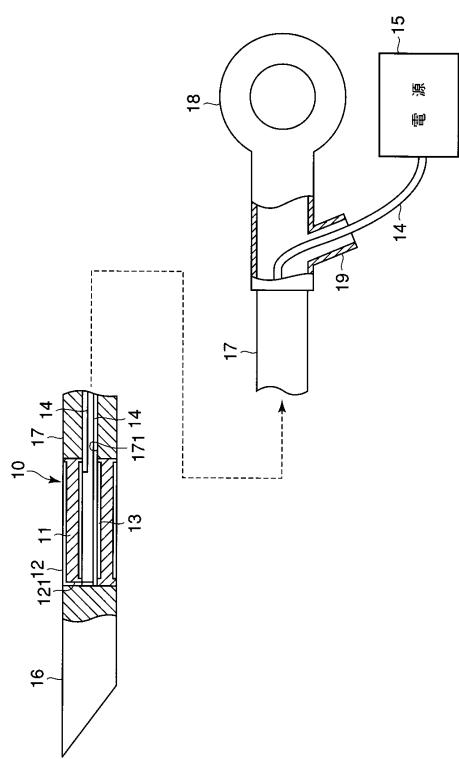
【0062】

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 50

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…操作ピン、31…操作ワイヤ、32…ハンドル。

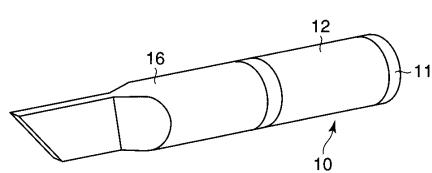
【図1】

図1



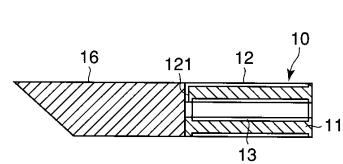
【図2】

図2



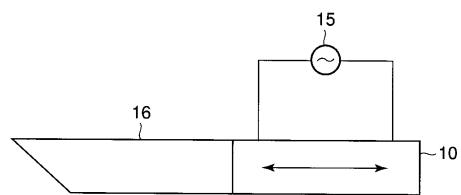
【図3】

図3

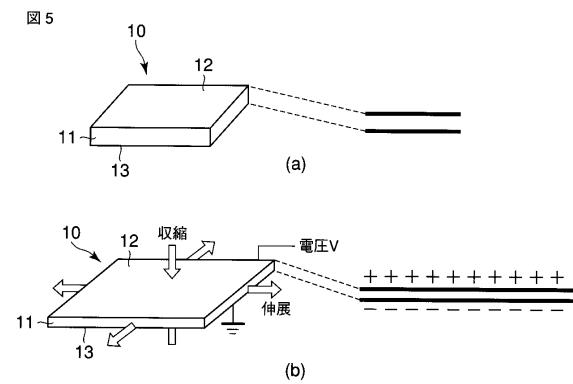


【図4】

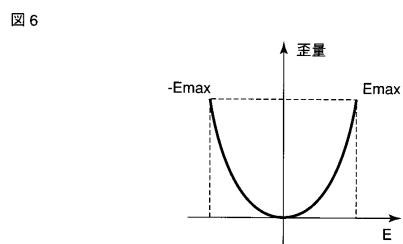
図4



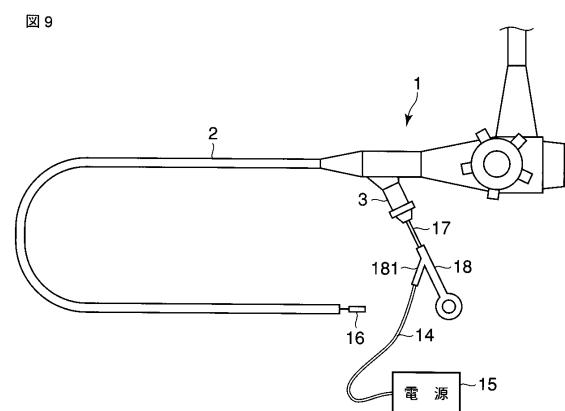
【図5】



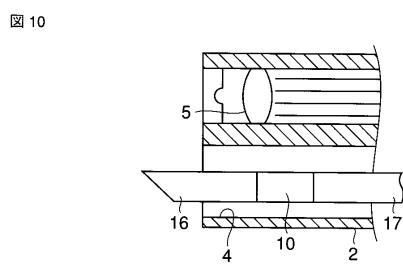
【図6】



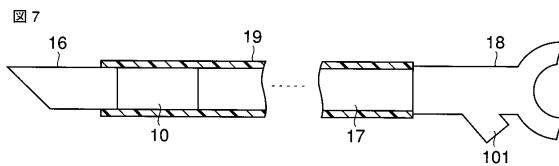
【図9】



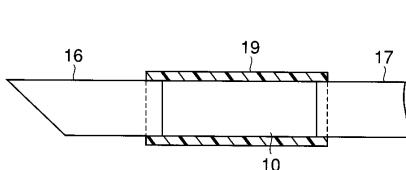
【図10】



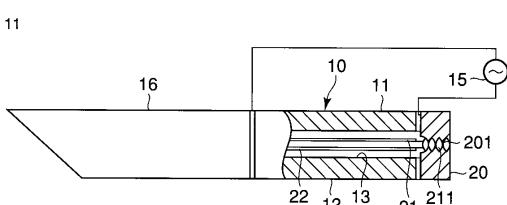
【図7】



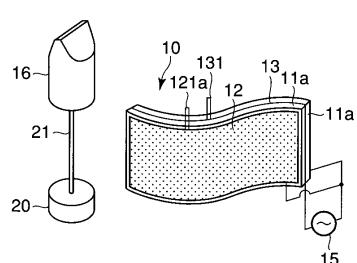
【図8】



【図11】

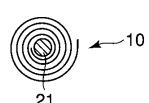


【図12】

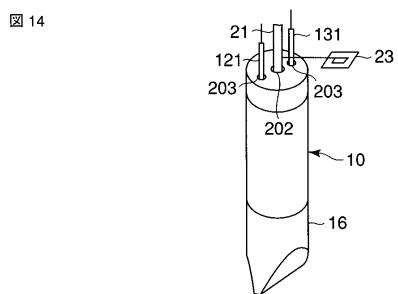


【図13】

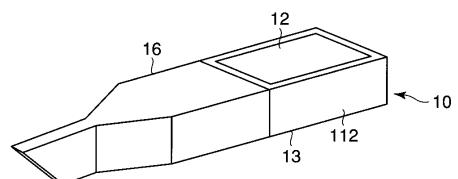
図13



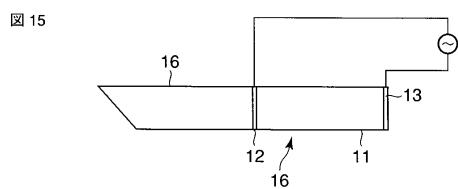
【図14】



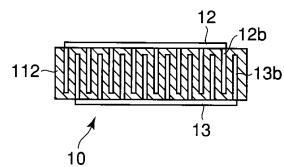
【図17】



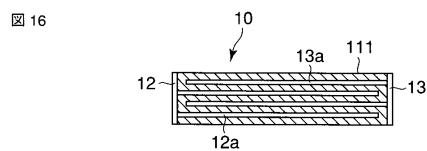
【図15】



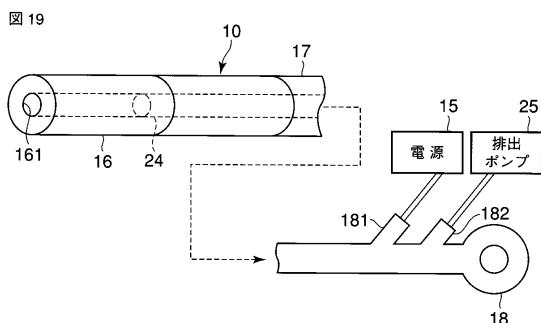
【図18】



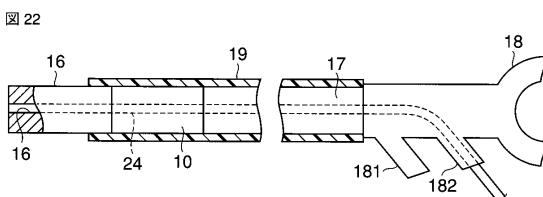
【図16】



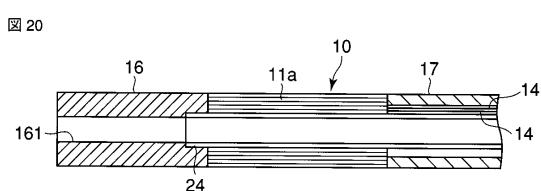
【図19】



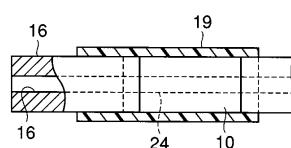
【図22】



【図20】



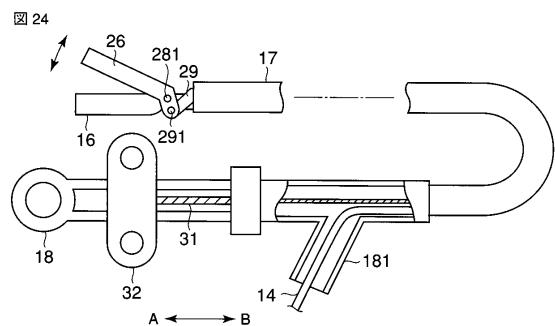
【図23】



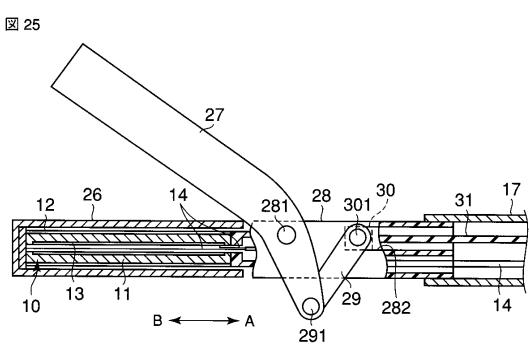
【図21】



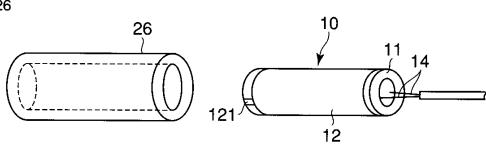
【図24】



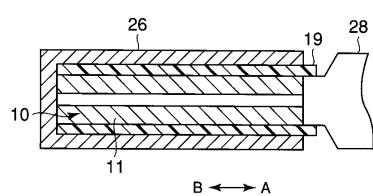
【図25】



【図26】

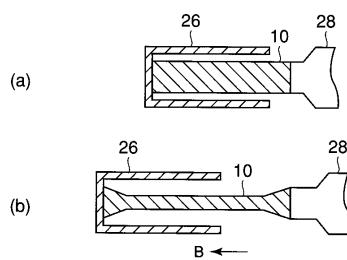


【図27】



【図28】

図28



---

フロントページの続き

(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43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 村上 聰

(56)参考文献 特開平07-047135 (JP, A)

米国特許出願公開第2002/0151825 (US, A1)

特開平02-068047 (JP, A)

国際公開第2004/012615 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 18 / 00