

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4996325号
(P4996325)

(45) 発行日 平成24年8月8日(2012.8.8)

(24) 登録日 平成24年5月18日(2012.5.18)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/04 (2006.01) A 6 1 B 17/04
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-126002 (P2007-126002)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成19年5月10日 (2007.5.10)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2008-279074 (P2008-279074A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成20年11月20日 (2008.11.20)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成22年3月24日 (2010.3.24)		特許業務法人YK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	原田 裕之
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	藤井 宏一郎
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	永瀬 優子
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断用縫合器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

本体先端部を有する本体と、
 スライド先端部を有し、前記本体に対して前後方向にスライド運動可能に設けられたスライド部材と、
 前記本体先端部に設けられ、超音波の送受波領域を形成する振動子ユニットと、
 前記スライド部材のスライド運動を操作するための操作機構と、
 を含み、
 前記本体先端部及び前記スライド先端部の一方には縫合用の針を保持する第1保持部が設けられ、
 前記本体先端部及び前記スライド先端部の他方には前記第1保持部から前記針が渡される第2保持部が設けられ、
 前記本体先端部は前記振動子ユニットの上側の空間であって組織片が差し込まれる上側縫合空間を有し、
 前記操作機構は、前記上側縫合空間内の仮止め前進位置まで前記スライド先端部を送り込んだ状態で前記スライド部材の位置を仮止めする仮止め機構を有し、
 前記仮止め前進位置は前記第2保持部と前記針との間に隙間が生じる位置である、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項2】

請求項1記載の縫合器において、

前記仮止め機構は、前記第 1 保持部から前記第 2 保持部への前記針の受け渡しが行われる状態に至る直前の寸止め状態で、前記スライド部材の位置を仮止めする、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項 3】

請求項 1 又は 2 記載の縫合器において、

前記本体及び前記スライド部材に連結された第 1 レバー及び第 2 レバーを含み、

前記仮止め機構は、前記第 1 レバーに対する前記第 2 レバーの相対的な位置を仮止めするラチェット機構である、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項 4】

請求項 3 記載の縫合器において、

前記ラチェット機構は、

前記第 1 レバー及び前記第 2 レバーの一方に取り付けられ、鋸歯部が形成されたロッドと、

前記第 1 レバー及び前記第 2 レバーの他方に設けられ、前記鋸歯部に係合する突起と、を含むことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項 5】

請求項 4 記載の縫合器において、

前記第 1 レバーに対して前記第 2 レバーが相対的に開く方向へ付勢力を生じさせる手段を含むことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項 6】

請求項 4 又は 5 記載の縫合器において、

前記ロッドには、前記スライド部材の現在位置又は目標位置を表すガイダンス表示が施された、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の縫合器において、

前記スライド先端部は、前記上側縫合空間内に前記スライド先端部を送り込んだ状態において前記振動子ユニットの送受波面を全面的に又は部分的に露出させて超音波診断を可能とする開口部を有する、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断用縫合器に関し、特に超音波画像を観察しながら組織の縫合を行うための超音波診断用縫合器に関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献 1 には、従来の超音波診断用縫合器が開示されている。かかる従来の縫合器においては、本体とスライド部材とが設けられ、それらの先端部分が人体又は動物の臓器（心臓等）へ差し込まれ、その先端部分における縫合機能を利用して、体外で操作を行うことにより、臓器内において縫合を行うことができる。ここで、本体の先端部には振動子ユニット（あるいはプローブ）が配置されており、その上側には組織片が差し込まれる空間としての凹部が形成されている。本体の先端部には縫合用の糸が備えられた針が保持され、その針は、スライド部材のスライド運動により、スライド部材の先端部に渡される。凹部に組織片が差し込まれた状態で、上記のようなスライド運動を行わせれば、組織片に針を貫通させることができ、つまり縫合処置を行える。スライド部材の先端部から本体の先端部へ針の受け渡しを行わせることも可能である。いずれにしても、超音波診断用縫合器によれば、振動子ユニットを動作させて超音波の送受波を行うことにより、組織片やその縫合の様子をリアルタイムで超音波画像として観察することが可能である。もちろん、縫合前において対象組織を探索する場合、凹部への組織片の差し込み状態を確認する場合、縫合結果を確認する場合、等においても必要に応じて超音波診断が実行される。

【0003】

特許文献 1 に示されているような従来の超音波診断用縫合器において、本端とスライド部材の各先端部分を心臓等の臓器へ差し込む場合、スライド部材は後退状態（後進端）に維持されている。つまり、上記の凹部が開放された状態で、先端部分の差し込みや位置決めがなされている。これは後退方向への付勢力を生じさせるバネ等の作用によるものである。なお、未公開の先願として特願 2006-222165 号がある。

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 105406 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上記従来の超音波診断用縫合器では、それを対象組織に挿入して位置決めする際、本体に対してスライド部材が完全に後退した状態におかれ、つまり凹部は開いた状態（スライド部材の先端部によって覆われていない状態）となる。したがって、組織が針に接触し、針の保持状態が不適正になったり、針が脱落したりする可能性がある。

【0006】

本発明の目的は、縫合前において針の保持状態を保全できるようにすることにある。

【0007】

本発明の他の目的は、針の保持状態を保全した状態でも超音波診断を行って組織等を観察できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、本体先端部を有する本体と、スライド先端部を有し、前記本体に対して前後方向にスライド運動可能に設けられたスライド部材と、前記本体先端部に設けられ、超音波の送受波領域を形成する振動子ユニットと、前記スライド部材のスライド運動を操作するための操作機構と、を含み、前記本体先端部及び前記スライド先端部の一方には縫合用の針を保持する第 1 保持部が設けられ、前記本体先端部及び前記スライド先端部の他方には前記第 1 保持部から前記針が渡される第 2 保持部が設けられ、前記本体先端部は前記振動子ユニットの上側の空間であって組織片が差し込まれる上側縫合空間を有し、前記操作機構は、前記上側縫合空間内に前記スライド先端部を送り込んだ状態で前記スライド部材の位置を仮止めする仮止め機構を有する、ことを特徴とする超音波診断用縫合器に関する。

【0009】

上記構成によれば、仮止め機構が設けられ、それを利用して、上側縫合空間をスライド部材先端部によって部分的に隠蔽した状態を形成することができる。よって、第 1 保持部に針をセットした後に、又はその前に、上記の部分的な隠蔽状態を形成した上で、縫合器先端部を対象組織内へ挿入すれば、上側縫合空間における実際の隙間部分が狭められるので組織の進入を規制でき、つまり、針が不用意に組織に接触してしまうことを解消又は軽減できる。

【0010】

望ましくは、前記仮止め機構は、前記第 1 保持部から前記第 2 保持部へ前記針の受け渡しが行われる状態に至る直前の寸止め状態で、前記スライド部材の位置を仮止めする。第 2 保持部が針に接触すると、針の受け渡しが可能となるので、そのような状態にならず、且つ、実際の隙間をできるだけ小さくできるように、寸止め状態を形成するのが望ましい。

【0011】

望ましくは、前記本体及び前記スライド部材に連結された第 1 レバー及び第 2 レバーを含み、前記仮止め機構は、前記第 1 レバーに対する前記第 2 レバーの相対的な位置を仮止めするラチェット機構である。望ましくは、前記ラチェット機構は、前記第 1 レバー及び前記第 2 レバーの一方に取り付けられ、鋸歯部が形成されたロッドと、前記第 1 レバー及び前記第 2 レバーの他方に設けられ、前記鋸歯部に係合する突起と、を含む。望ましくは

10

20

30

40

50

、前記第1レバーに対して前記第2レバーが相対的に開く方向へ付勢力を生じさせる手段を含む。望ましくは、前記ロッドには、前記スライド部材の現在位置又は目標位置を表すガイダンス表示が施される。

【0012】

望ましくは、前記スライド先端部は、前記上側縫合空間内に前記スライド先端部を送り込んだ状態において前記振動子ユニットの送受波面を全面的に又は部分的に露出させて超音波診断を可能とする開口部を有する。この構成によれば、スライド先端部が送受波空間に突き出ても、開口部において超音波の送受波を行える。つまり、画像化できる範囲を拡大でき、例えば上記寸止め状態でも、針の存在を超音波画像上で確認できる。

【発明の効果】

10

【0013】

以上説明したように、本発明によれば、縫合前において針の保持状態を保全できる。あるいは、本発明によれば、針の保持状態を保全した状態でも超音波診断を行って組織等を観察できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0015】

図1には、本発明に係る超音波診断用縫合器の好適な実施形態が示されており、図1はその全体構成を示す図である。超音波診断用縫合器10は、人体における例えば心臓等の臓器に挿入され、当該臓器内において超音波診断を行いながら縫合を行うためのものである。

20

【0016】

図1において、超音波診断用縫合器10は、伸張した形態を有する本体12及びスライダ14を有する。スライダ14は、本体12に対して相対的にスライド運動可能に設けられている。すなわち、スライダ14は前後方向へ運動可能である。超音波診断用縫合器10は、本体12及びスライダ14の他に、振動子ユニット18、操作機構32及びラチェット機構34を有している。超音波診断用縫合器10を別の角度から見れば、それは体内挿入部16と体外操作部17とに大別することができる。体内挿入部16は心臓等の臓器内に挿入される部分であって、その先端部には縫合を行うための構造が設けられている。体外操作部17は臓器の外部において縫合操作をマニュアルで行うための部分である。

30

【0017】

本体12の先端部には第1保持部20が形成されており、第1保持部20は縫合用の針22を離脱可能に保持するものである。針22には縫合用の糸24の一端が取り付けられている。スライダ14の先端部には第2保持部26が形成されている。第2保持部26はスライダ14の前進に伴い、第1保持部20に保持された針を受け取る。この際、第1保持部20と第2保持部26との間に挟みこまれた組織片に対して針22が貫通し、また糸24が貫通する。第2保持部26の後側には開口部28が形成されている。

【0018】

本体12の先端部分には前壁(本体先端壁)が存在し、前壁の上端部分に上記の第1保持部20が形成されている。前壁の後側には、上側の縫合空間と下側の収容部とが存在し、収容部には振動子ユニット18が着脱自在に配置される。振動子ユニット18は送受波面30を有し、その送受波面30を介して超音波の送受波がなされる。具体的には、振動子ユニット18の内部には、本実施形態において、スライダ14のスライド方向に沿って並んだ複数の振動素子からなる1Dアレイ振動子が設けられている。その1Dアレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。本実施形態においては、超音波ビームの走査方式として電子リニア走査が適用されているが、もちろん、電子セクタ走査等の他の走査方式を適用するようにしてもよい。なお、送受波面30は音響レンズあるいは整合層の上面に相当するものである。

40

【0019】

50

前述したように、前壁の後側には上側空間としての縫合空間と下側空間としての収容部が存在し、上側空間には縫合時において組織片が差し込まれ、また、スライダ14の先端部が前後運動する。本実施形態の超音波診断用縫合器10は、振動子ユニット18が形成する送受波領域内に針22がせり出ているように、つまり初期状態にある針22をできる限り画像化できるように、振動子ユニット18が位置決められており、あるいは針22の保持位置が定められている。これについては後に詳述する。また、本実施形態の超音波診断用縫合器10はラチェット機構34を有しており、当該縫合器10の先端部を臓器内に挿入する場合において、針22の保持状態が変動しないように、上記の上側空間に部分的にスライダ14の先端部分が送り出されて、その状態が仮止めされる。これについても後に詳述する。

10

【0020】

操作機構32は、第1レバー36及び第2レバー38を有する。第1レバー36は上記の本体12に連結されており、第1レバー36の下端部には指穴36Aが設けられている。第2レバー38はリンク機構を介してスライダ14に連結されており、第2レバー38の下端部には指穴38Aが設けられている。具体的に説明すると、第2レバー38は本体12に形成された固定軸40を回転軸として回転運動するものであり、第2レバー38の上端部分にはスライド軸42を介してスライダ14が連結されている。従って、第2レバー38を運動させると、スライド軸42を介してスライダ14が前進あるいは後進することになる。そのような運動が符号41及び符号43で表されている。

【0021】

20

第1レバー36と第2レバー38との間には、付勢力を発生させるばね44が設けられている。ばね44の中央付近が固定ねじ46によって第1レバー36に固定されており、ばね44における一方片44Aは符号57で示す方向に第2レバー38を付勢している。また、ばね44における他方片44Bは、以下に説明するロッド50の基端部50Aを付勢しており、その作用によってロッド50には符号55で示される回転力が与えられている。

【0022】

ラチェット機構34は、上記のロッド50を有し、ロッド50は軸52を回転軸として回転運動可能に第1レバー36に取り付けられている。ロッド50は鋸歯部54を有し、その鋸歯部54を構成するいずれかの歯の間に第2レバー38の下端に形成された突起38Bが係合する。鋸歯部54における突起38Bの係合位置によってスライダ14のスライド位置を仮止めすることが可能である。すなわち、上述したようにばね44の他方片44Bがロッド50の基端部50Aに対して不勢力を及ぼしているため、ロッド50には符号55で示される回転方向に運動力が与えられており、そのような関係により突起38Bの位置を所望の状態に保持することができる。

30

【0023】

本実施形態においては、超音波用縫合器10における体内挿入部16を臓器内に挿入する場合に、針22の保持状態を保全するため、上側空間内においてスライダ14の先端部分が針22に対して寸止め状態となるようにスライダ14が位置決めされており、すなわち上側空間が部分的に隠蔽される。そのような状態を形成するためにラチェット機構34が利用される。もちろん、ロッド50を符号55で示す方向とは逆方向に運動させれば第1レバー36に対して第2レバー38を自在に運動させることができ、その結果、スライダ14を前進運動させたりあるいは後進運動させたりすることが可能である。

40

【0024】

図1には示されていないが、ロッド50にはスライダ14の先端位置、具体的には前日から後方への距離を表す目盛あるいは仮止めの目標位置が表示されたガイダンス表示が施されている。すなわち、使用者はそのような目盛あるいは表示内容を参照しつつ突起38Bの位置を確認することにより、スライダ14のスライド量を把握することが可能である。

【0025】

図2には、縫合器における先端部16Aが斜視図として示されている。(A)には、本

50

体先端部 60 に対して振動子ユニット 18 を組み付けた状態がスライダ先端部 62 と共に表されている。(B)には、本体先端部 60 にいまだ振動子ユニット 18 を配置していない状態が示されている。(C)には本体先端部 60 に対して差し込まれる振動子ユニット 18 が示されている。

【0026】

まず、(C)に示される振動子ユニット 18 について説明すると、振動子ユニット 18 はユニット本体 70 とケーブル 72 とを有している。ケーブル 72 はユニット本体 70 の後端部分から引き出されており、後に説明するように、そのケーブル 72 は縫合器の本体内を經由して体外に引き出されている。ケーブル 72 の端部にはコネクタが設けられ、そのコネクタは超音波診断装置本体に接続される。上述したように、ユニット本体 70 の内部には 1D アレイ振動子が設けられている。もちろん、2D アレイ振動子等の他のアレイ振動子を設けることも可能である。ユニット本体 70 の先端面は前面 70A を構成しており、その前面 70A は当該振動子ユニット 18 の位置決め時において機能する。ユニット本体 70 における二つの側面にはそれぞれ係合溝部 75 が形成されている。係合溝部 75 の入口部分はやや広がっており、テーパ部を構成している。上述したように、振動子ユニット 18 には送受波面 30 が形成されており、具体的には送受波面 30 はユニット本体 70 の上面からやや盛り上がった面として構成されている。

【0027】

一方、(A)及び(B)に示されるように、本体先端部 60 は前壁 66 の後側に枠体 64 を有し、その枠体 64 の内部が収容部 76 である。収容部 76 の上側は組織片が差し込まれる上側縫合空間を構成する。収容部 76 における一对の内側側面にはそれぞれ係合突部 74 が形成されている。係合突部 74 は上記の係合溝部 75 に差し込まれる。収容部 76 の先端面は当接面 64A であり、その当接面 64A は前壁 66 における収容部 76 側に望んだ下側面に相当する。ちなみに、前壁 66 における上側縫合空間に望んだ面は、当接面 64A の上側に位置する面であって、それは別の当接面を構成する。

【0028】

符号 68 で示されるように、収容部 76 に対して振動子ユニット 18 が斜め下方から差し込まれて、一对の係合突部 74 が一对の係合溝部 75 に差し込まれるように収容部 76 内において振動子ユニット 18 が前方へ送り込まれる。すると、前面 70A が当接面 64A に当接し、すなわち振動子ユニット 18 が収容部 76 の前端において突き当たり、その状態において振動子ユニット 18 の位置決めが完了する。その状態では、振動子ユニット 18 は Z 方向および Y 方向にいずれにも運動することができず、X 方向における前進方向についても同様である。ただし、振動子ユニット 18 を後退運動させることは可能である。そこで、後に説明するように、ケーブル 72 を本体に形成された長溝に嵌め込むことにより、ケーブル 72 が有する弾性変形作用をもって振動子ユニット 18 の後退運動が規制される。これについては後に説明する。

【0029】

図 2 における (A) に示されるように、スライダ先端部 62 には開口部 28 が形成されており、その開口部 28 は本実施形態において空洞部を構成している。それは超音波の通過路をなすものである。もちろん音響的な通過が確保されていれば、開口部 28 内に超音波伝搬部材を埋め込んでもよい。

【0030】

図 3 には、図 2 における (A) の III 方向から見た断面が示されている。図 3 における (A) には本体先端部の断面が示されており、(B)には振動子ユニット 18 の前面が現れている。図 3 に示されるように、本体における前壁の後側の空間は上下に 2 分割され、下側には収容部 76 が構成され、上側には上側縫合空間 79 が構成される。上述したように枠体 64 の二つの内側面には一对の係合突部 74 が形成されている。収容部 76 の後側には U 字型をした長溝としてのケーブル挿通溝 77 が形成されている。ケーブル挿通溝 77 の横幅は、ケーブルの直径よりも若干小さく設定されており、これによってケーブル挿通溝 77 にケーブル 72 の弾性変形作用をもってそれを嵌め込むことが可能であり、その

10

20

30

40

50

嵌め込み状態において振動子ユニット 18 の位置決め固定を行える。

【 0 0 3 1 】

図 3 の (B) に示されるように、ユニット本体の両側面には一对の係合溝部 75 が形成されており、それぞれの入口部分は上方に広がってテーパ部分 75 A が形成されている。本実施形態においては、上述したように一对の係合突部 74 及び一对の係合溝部 75 の係合関係と、ケーブル挿通溝 77 によるケーブルの保持との二つの作用をもって振動子ユニット 18 が着脱自在に且つ確実に保持されている。従来のように、複数のねじ等を用いて振動子ユニットを固定する方式とはなっていないため、固定のための部品が脱落すること等により生ずる問題を未然に回避でき、また、滅菌処理等の目的から振動子ユニット 18 を迅速且つ容易に取り外せるという利点を得られる。

10

【 0 0 3 2 】

図 4 には、先端部分の上面図が示されている。第 1 保持部 20 は具体的にはスリット 84 によって構成され、これと同様に第 2 保持部 26 もスリット 78 によって構成されている。ただし、そのスリット 78 の入口は Y 方向に広がっておりテーパ面 82 が構成されている。第 2 保持部 26 は X 方向にやや肥大した突出部 80 に形成されている。突出部 80 は開口部 28 に部分的に進入した形態を有している。送受波面 30 の X 方向の長さが L1 で表されており、送受波面 30 の Y 方向の長さが W1 で表されている。また、スライド部材の先端面から開口部 28 の後端位置までの長さが L2 で表されており、開口部 28 の X 方向の長さが L3 で表されている。また、開口部 28 の Y 方向の幅が W2 で表されている。本実施形態においては、スライド部材の先端部による送受波面 30 の隠蔽を極力回避

20

【 0 0 3 3 】

図 5 には、図 2 の (A) における V に示される方向から見た断面が示されている。本体における前壁 66 の上端部分は第 1 保持部 20 を構成しており、その第 1 保持部 20 によって針 22 が離脱可能に保持されている。前壁 66 における後側の面は上下に区分されており、上側当接面 66 A と下側当接面 64 A とが構成されている。上側当接面 66 A に対して下側当接面 64 A は若干前方側に引っ込んでいる。その引っ込み量が図 5 において 1 で表されている。この引っ込み量 1 は振動子ユニット 18 における先端側のケースの肉厚に相当する。

30

【 0 0 3 4 】

下側当接面 64 A には、振動子ユニット 18 の前面 70 A が当接されており、つまりそのような突き当たり状態において振動子ユニット 18 が位置決め固定されている。振動子ユニット 18 においては、送受波面 30 を介して超音波の送受波がなされており、超音波送受波領域の X 方向の幅が L1 で表されている。本実施形態において、L1 の前端が上述した上側当接面 66 A の位置に実質的に一致している。すなわちアレイ振動子における前端振動素子の位置が上側当接面 66 A に一致しており、あるいは、上側当接面 66 A から若干後方にシフトした位置に前方端振動素子が位置決められている。すなわち、このような構成によれば、初期状態にある針 22 が超音波送受波領域内に十分にせり出した状態を形成できるので、初期状態にある針 22 を超音波画像として表示することが可能となる。つまり、針の画像化をできるだけ行えるように、針の保持位置が定められ、あるいは送受波領域の前端位置が定められている。

40

【 0 0 3 5 】

スライダにおける先端部 62 は前壁 84 を有し、その先端面が前面 86 を構成している。本実施形態においては、生体組織への挿入時において、上述した寸止め状態を形成することができ、そのような前進状態にあるスライダ先端部が符号 62 A で表されている。また、そのような状態にある開口部が符号 28 A で表され、前進状態にある前面が符号 86 A で表されている。その前面 86 A の位置が上側当接面 66 A を基準として L5 で表されており、針の突出量が L4 で表されている。L4 と L5 の差分 (つまりスライダ先端部 6

50

2 Aの前面8 6 Aと針2 2の先端との間の隙間)が 2で表されている。この 2が小さくなるような位置関係をもって寸止め状態が形成され、すなわち、上述したラチェット機構を利用して挿入時におけるスライダの位置が定められる。ちなみに、符号6 2 Aで表されているように、そのような前進状態にあっても、開口部2 8 Aにより、送受波面3 0を介した超音波の送受波が確保されており、部分的には超音波が遮断されてしまうものの針や組織をより広範囲にわたって画像化できるという利点がある。

【0036】

図6には、第1保持部2 0から第2保持部2 6へ針2 2を渡して、組織片9 2に対して針2 2及び糸2 4を貫通させた状態が示されている。すなわち、符号9 4で示されるようにスライダが後方へ引き戻されている。ちなみに、複数の針を同時に駆動することも可能である。

10

【0037】

次に、図5及び図6を参照しながら、本実施形態に係る超音波診断用縫合器を用いて組織片に対して縫合を行う場合の手順を説明する。まず、臓器への挿入に先立って、ラチェット機構が利用されて、スライダの寸止め状態が形成される。例えば図5において二点鎖線で示したような状態が形成される。その後、そのような寸止め状態を維持したまま、縫合器の先端部が臓器内に差し込まれる。この場合、リアルタイムで超音波画像を観察することができる。本実施形態においては、スライダの先端部に開口部が形成されているため、一部分において画像化が困難なものの、組織や針を超音波画像上で認識しながら臓器内

20

【0038】

次に、スライダが後進端まで引き戻される。そして、超音波画像上において縫合対象となる組織片を観察しながら、当該組織片が振動子ユニットの上方空間としての上側縫合空間内に差し込まれるように、先端部の位置決めが行われる。そのような位置決めに当たって、リアルタイムで超音波画像を観察することができるので、縫合位置を適切に定めることが可能である。上側縫合空間内に組織片が差し込まれた後、スライダを前進運動させると、第1保持部から第2保持部への針の受け渡しが行われる。この際、針が組織片を貫通することになる。スライダを引き戻せば、それに伴って針も後方へ運動することになり、糸を組織片に通すことが可能となる。その後、必要に応じて縫合器を体外に取り出せば、組織片に糸を通した状態でその糸の両端を体外において結んだり、あるいはそれに対して適切な処置を行うことが可能である。そして、次の縫合箇所に対する縫合作業が行われそれが繰り返されることになる。

30

【0039】

図7には、超音波診断用縫合器1 0を斜め下方から見た斜視図が示されている。ただし、ケーブル挿通溝7 7内にケーブルは嵌め込まれておらず、また収容部7 6に振動子ユニットは配置されていない。ケーブル挿通溝7 7は上述した長溝であって、その長溝はケーブルの直径よりもやや小さい幅に設定されており、ケーブル挿通溝7 7の先端側は収容部7 6に連絡しており、ケーブル挿通溝7 7の後端側には横出し路7 7 Aが形成されている。

40

【0040】

図8には、ケーブル挿通溝7 7に対してケーブル7 2を嵌め込み、また収容部に対して振動子ユニット1 8を配置した状態が示されている。図示されるように、横出し路によってケーブル7 2 Aが屈曲され、本体の側面にケーブルが引き出されている。これによってケーブルが操作の邪魔になること等を防止できる。必要に応じて、第1レバー3 6の側面3 6 Bにケーブルを保持するフック等を形成するのが望ましい。

【0041】

図8に示されるように、ケーブル7 2をケーブル挿通溝7 7に嵌め込んだ状態では、ケーブル7 2の嵌め込み部分における弾性変形作用により、ケーブル7 2それ自身が本体に確実に保持されることになり、その結果、振動子ユニット1 8の後方運動が効果的に規制

50

され、上述した凹凸係合構造とあいまって振動子ユニット18を確実に先端部に固定することが可能である。また、そのような状態において、滅菌処理等の都合から振動子ユニットを取り外す場合にはケーブル72をケーブル挿通溝から取り外せば、振動子ユニット18を収容部から容易に離脱させることが可能である。

【0042】

図9には、図1に示した操作機構の他の実施形態が示されている。操作機構100は、第1レバー102及び第2レバー106を有している。第1レバー102は本体104に連結されており、第2レバー106はスライダ108に対してリンク機構を介して連結されている。すなわち、第2レバー106は、第1レバー102に形成された固定軸109を回転軸として運動するものであり、その上端部106Bには軸溝110が形成され、その軸溝110内にはスライダ108に固定されたスライド軸112が位置している。すなわち、スライド軸112と軸溝110との係合関係により、第2レバー106の回転運動がスライダ108の前後運動に転換されている。

10

【0043】

第1レバー102と第2レバー106の間にはばね114が設けられている。具体的には、ばね114の一方端が固定ねじ116によって第2レバー106に固定されており、ばね114の他方端はフック118を構成し、それは第1レバー102を開き方向に付勢している。その反動として、符号120で示されるように、第1レバー102に対して第2レバー106が開き方向に付勢されている。

【0044】

ラチェット機構122は、上述した実施形態同様にロッド124を有し、ロッド124には鋸歯部126が形成されている。その鋸歯部126は第2レバー106の下端に形成された突起106Aと係合するものである。ばね130は固定ねじ132によって第1レバー102に取り付けられており、その端部130Aはロッド124の基端部124Aを付勢している。ロッド124は軸128を回転軸として回転運動するものであり、ばね130と基端部124Aとの当たり関係により、符号134で示されるようにロッド124には回転方向への付勢力が与えられている。従って、鋸歯部126の所定位置に突起106Aが嵌め込まれると、その状態が保持されることになる。もちろん、手作業でロッド124を反対方向に回転させれば、第1レバー102に対して第2レバー106を容易に開閉運動させることが可能である。

20

30

【0045】

図10には、振動子ユニットの他の構成例が示されている。なお、図1に示した構成と同様の構成には同一符号を付しその説明を省略する。振動子ユニット140は斜面としての送受波面142を有している。送受波面142が斜めに形成されており、その面に直交する方向に超音波ビームが生成されるため、送受波領域も傾斜した状態で構成される。その横幅がL4で示されている。この構成例においても、送受波領域内に初期状態にある針22ができる限り含まれるように、針22の保持位置あるいは振動子ユニット140の保持位置が定められている。このような構成においても、上述した実施形態と同様に寸止め状態を形成すれば、先端部の挿入時において針22の状態を効果的に保全することが可能であり、その場合においても開口部を介して超音波の送受波を行うことが可能である。なお、本体に第2保持部を形成し、スライダに第1保持部を形成してもよい。

40

【0046】

本実施形態に係る縫合器は、心臓における中隔欠損等に対する処置を行う場合に用いるのが望ましいが、もちろん他の臓器の縫合に利用にすることも可能であり、人体のみならず動物に対する縫合においても利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0047】

【図1】本実施形態発明に係る超音波診断用縫合器の好適な実施形態を示す全体構成図である。

【図2】本体先端部およびスライダ先端部の斜視図である。

50

【図3】図2に示されるIII方向から見た断面図である。

【図4】先端部の上面図である。

【図5】図2に示されるV方向から見た断面図である。

【図6】組織片に対して針が貫通した状態を表す断面図である。

【図7】縫合器を斜め下方から見た図であって、振動子ユニットおよびケーブルが図示省略されている斜視図である。

【図8】振動子ユニットおよびケーブルが装着された縫合器を示す斜視図である。

【図9】操作機構の他の実施形態を示す拡大図である。

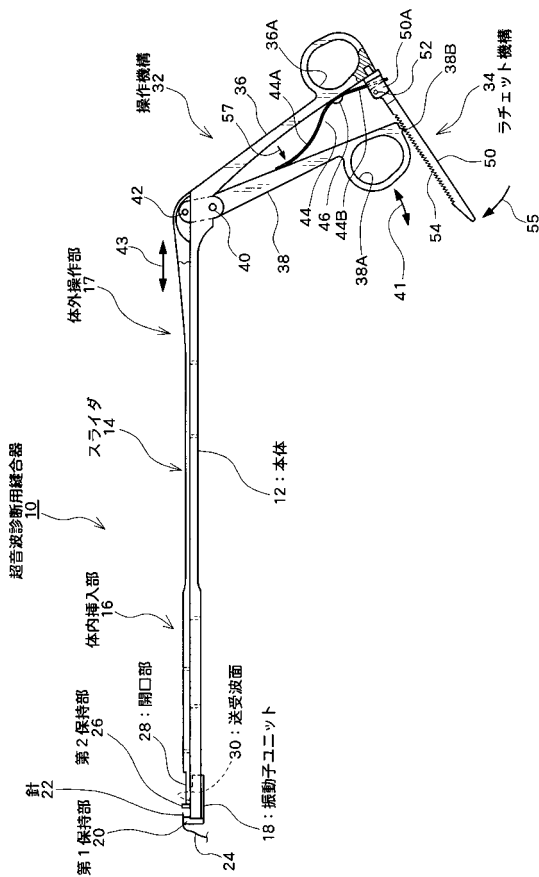
【図10】振動子ユニットの他の構成例を示す断面図である。

【符号の説明】

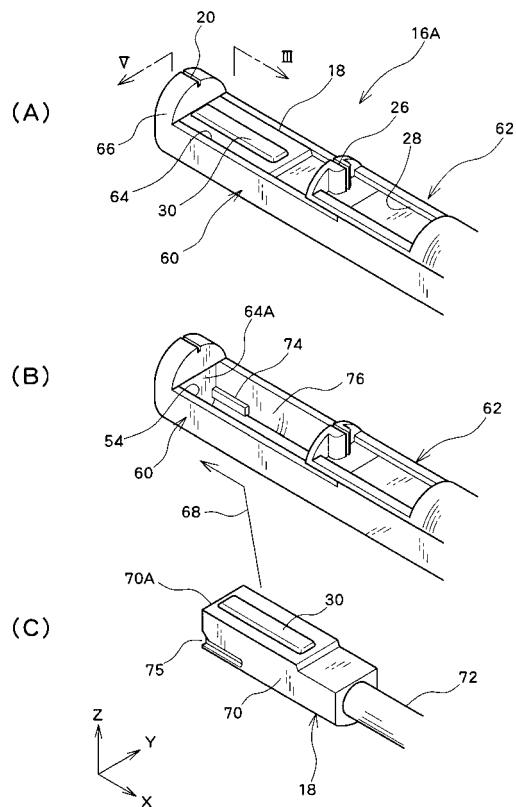
【0048】

10 超音波用縫合器、12 本体、14 スライダ、16 体内挿入部、17 体外操作部、18 振動子ユニット、20 第1保持部、22 針、24 糸、26 第2保持部、28 開口部、32 操作機構、34 ラチェット機構。

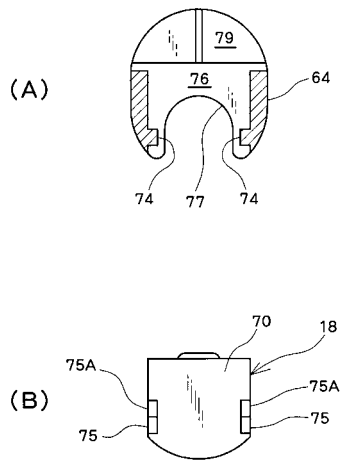
【図1】



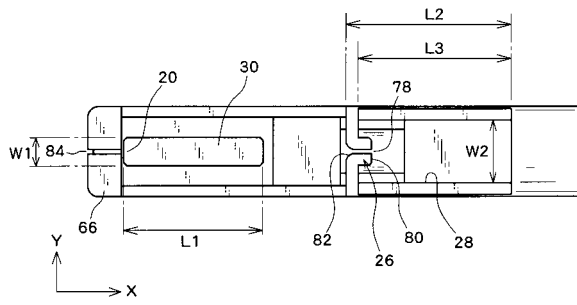
【図2】



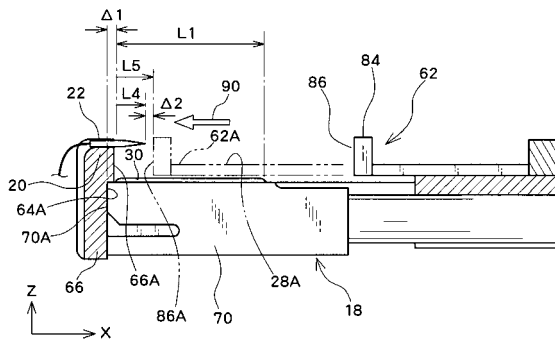
【 図 3 】



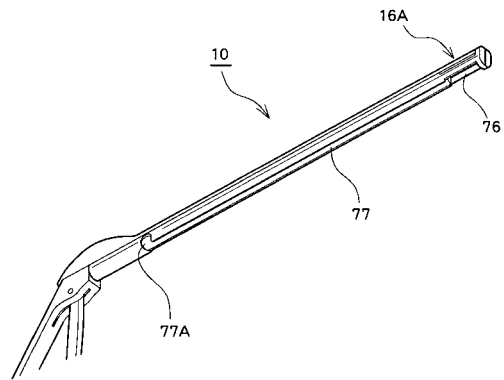
【 図 4 】



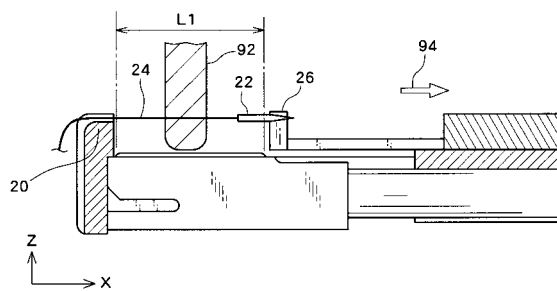
【 図 5 】



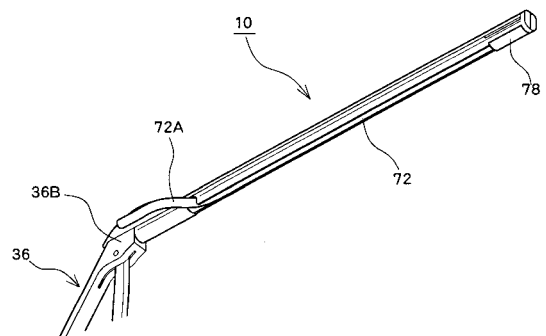
【 図 7 】



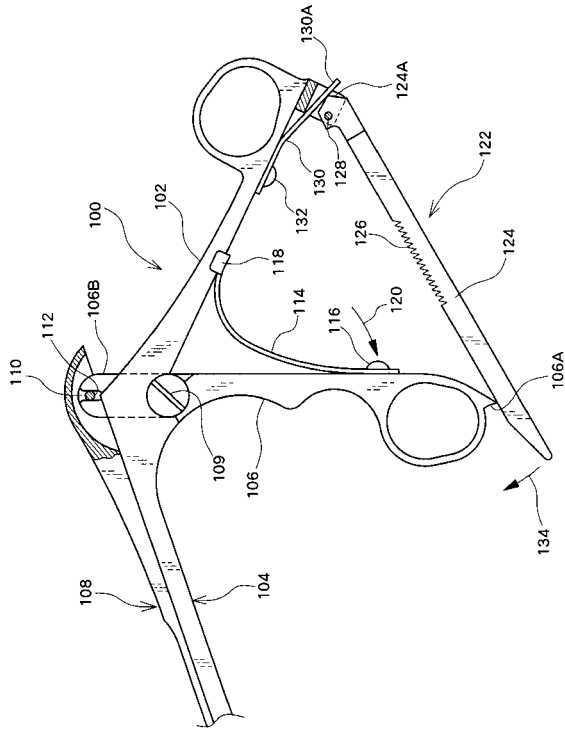
【 図 6 】



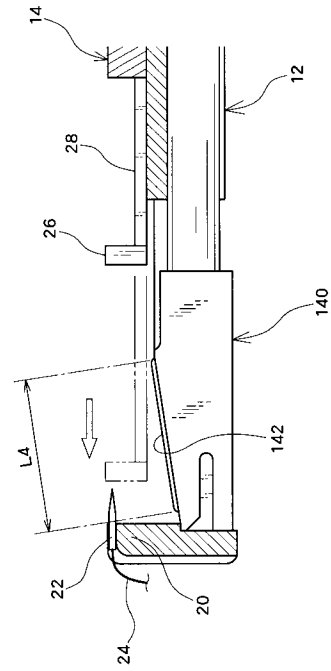
【 図 8 】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 中村 雅志
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内

審査官 村上 聡

(56)参考文献 特開2004-105406(JP,A)
特開2000-037391(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/04
A61B 8/12

专利名称(译)	超声波诊断缝合装置		
公开(公告)号	JP4996325B2	公开(公告)日	2012-08-08
申请号	JP2007126002	申请日	2007-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司 瑞穗医科工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	原田裕之 藤井宏一郎 永瀬優子 中村雅志		
发明人	原田 裕之 藤井 宏一郎 永瀬 優子 中村 雅志		
IPC分类号	A61B17/04 A61B8/12		
FI分类号	A61B17/04 A61B8/12 A61B17/062		
F-TERM分类号	4C060/BB01 4C160/BB01 4C160/MM33 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/FF05 4C601/FF16 4C601/GA01 4C601/GB04		
审查员(译)	村上聪		
其他公开文献	JP2008279074A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当远端部分插入超声波缝合装置中的内部器官时，将针保持在初始状态。解决方案：针22由设置在主体上的第一保持部分20保持。当缝合时，针22通过形成在滑块端部62上的第二保持部分从第一保持部分20中拉出。滑动件端部62以在插入期间部分地隐藏上部缝合空间的方式定位在前进状态，以及在从第一保持部件转移到第二保持部件之前紧接着针停止的停止状态，如图所示通过两点之间的链接线形成。由于缝合装置有效地防止组织进入上侧缝合空间，因此保持了针的保持状态。在滑块端部62处形成开口部分，并且即使在停止状态下也通过开口部分执行超声波的发送和接收。 Z

【 図 1 】

