

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5096790号
(P5096790)

(45) 発行日 平成24年12月12日 (2012.12.12)

(24) 登録日 平成24年9月28日 (2012.9.28)

(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 5 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-126001 (P2007-126001)	(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2008-279073 (P2008-279073A)		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Y K I 国際特許事務所
前置審査		(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自在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、超音波ビームの電子リニア走査により送受波領域を形成する振動子ユニットと、
 を含み、
 前記本体先端部は、縫合用の針を保持可能な第1保持部を構成する上端部を備えた本体先端壁を有し、
 前記スライド先端部は、前記第1保持部との間で前記針の受け渡しが行なわれる第2保持部を有し、
 前記本体先端壁の後側には、組織片が差し込まれる上側縫合空間と、前記振動子ユニットを着脱自在に収容する下側収容部と、が形成され、
 前記本体先端壁は、前記上側縫合空間に臨む上側壁面と、当該上側壁面よりも前方へ引っ込んだ位置に形成され前記下側収容部に臨む下側壁面と、を有し、
 前記振動子ユニットのユニット先端部が前記下側壁面に突き当たった当接状態で、前記下側収容部内に前記振動子ユニットが配置され、
 前記前後方向において前記送受波領域の前方端の位置が前記上側壁面の位置に実質的に一致し、

前記送受波領域内に前記針がせり出た状態で前記針が前記第 1 保持部に保持され、
前記振動子ユニットは、前記前後方向に整列した複数の振動素子で構成され前記送受波領域を形成するアレイ振動子を有し、
前記振動子ユニットにおいて前記アレイ振動子における前方端振動素子と前記振動子ユニットのユニット先端面との間の肉厚が前記下側壁面の引っ込み量に相当する、
 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、
 前記振動子ユニット及び前記下側収容部の一方には前記前後方向に伸長した係合溝が形成され、
 前記振動子ユニット及び前記下側収容部の他方には前記係合溝に係合する係合突起が形成され、
 前記係合溝へ前記係合突起を差し込むことにより前記振動子ユニットが前記下側収容部に保持される、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

10

【請求項 3】

請求項 1 記載の縫合器において、
 前記本体には、前記振動子ユニットから引き出されたケーブルが着脱可能に嵌め込まれて固定される長溝が形成され、
 前記ケーブルを前記長溝に嵌め込むことにより前記下側収容部からの前記振動子ユニットの離脱が規制された、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

20

【請求項 4】

請求項 3 記載の縫合器において、
 前記長溝の溝幅は、前記ケーブルの直径よりも小さく、
 前記ケーブルを前記長溝に嵌め込んだ状態では前記ケーブルが弾性変形し、これによりケーブル保持作用が発揮される、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 記載の縫合器において、
 前記長溝の後端には前記ケーブルを横に出すための横出し路が形成された、ことを特徴とする超音波診断用縫合器。

30

【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、

40

50

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。

【 0 0 0 3 】

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対象組織へ差し込む場合にはスライド部材は後退状態に維持されている。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。一方、従来の超音波診断用縫合器においては、凹部の下側に配置される振動子ユニットにおいて、アレイ振動子の先端位置と振動子ユニットの先端面との間にケースの肉厚に相当するギャップが存在している。そのギャップは針の画像化を阻害するものである。また、従来の超音波診断用縫合器においては、複数のねじにより、本体の先端部にプローブが固定されるのが一般的である。なお、未公開の先願として特願 2 0 0 6 - 2 2 2 1 6 5 号がある。

10

【 0 0 0 4 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 4 1 0 5 4 0 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

上記のように、従来の超音波診断用縫合器においては、本体にセットされた状態にある針を画像化できず、あるいは、それを十分に画像化するのが困難であったので、超音波画像上で針を確実に視認したいという要望がある。なお、プローブの固定に当たって、複数のねじを利用すれば、その位置決め固定を確実にできるが、滅菌処理のためのプローブの着脱等を考慮すると、そのような固定金具を利用しないで、簡便にプローブの位置決めや装着を行えるようにすることが望まれる。

20

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、セットされた針を超音波画像上で確認できるようにすることにある。

【 0 0 0 7 】

本発明の他の目的は、振動子ユニットを本体に簡便に位置決め固定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】

【 0 0 0 8 】

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自在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、を含み、前記本体先端部は、縫合用の針を保持可能な第 1 保持部を備えた本体先端壁を有し、前記スライド先端部は、前記第 1 保持部との間で前記針の受け渡しが行なわれる第 2 保持部を有し、前記本体先端壁の後側には、組織片が差し込まれる上側縫合空間と、前記振動子ユニットを着脱自在に収容する下側収容部と、が形成され、前記送受波領域内に前記針がせり出た状態で前記針が前記第 1 保持部に保持される、ことを特徴とする超音波診断用縫合器に関する。

30

【 0 0 0 9 】

上記構成によれば、第 1 保持部を備えた本体先端壁の後方に、上側縫合空間と下側収容部とが形成され、振動子ユニットが下側収容部に着脱自在に配置される。その場合に、針を超音波画像上で十分確認できるように、つまり、針が送受波領域にせり出た状態となるように、振動子ユニットが下側収容部内に位置決められる。振動子ユニットは、特に望ましくは、凹凸係合構造によって下側収容部内に位置決められ、その位置決め状態が別の手段（例えばケーブル保持による振動子ユニットの間接的な規制）によって維持される。

40

【 0 0 1 0 】

望ましくは、前記本体先端壁は、前記上側縫合空間に臨む上側壁面と、前記下側収容部に臨む下側壁面と、を有し、前記下側収容部内において前記振動子ユニットのユニット先端面が前記下側壁面に突き当たり、且つ、前記振動子ユニットの後退運動が規制され、これにより前記振動子ユニットが前記下側収容部内に位置決められる。この構成によれば、

50

下側収容部内における振動子ユニットの前進により下側壁面へユニット先端面が当接され、これにより振動子ユニットの位置決めを行える。その上で、振動子ユニットの後退運動が規制されて、振動子ユニットが確実に保持される。後退運動の規制を解除した上で、振動子ユニットを後退させれば、下側収容部から振動子ユニットを容易に取り外せる。

【0011】

望ましくは、前記下側壁面は、前記上側壁面よりも前方側へ引っ込んだ位置に形成される。この構成によれば、送受波面を針側へシフトさせることが容易となる。望ましくは、前記送受波領域の前方端の位置が前記上側壁面の位置に実質的に一致する。望ましくは、前記振動子ユニットは、前記前後方向に整列した複数の振動素子で構成され前記送受波領域を形成するアレイ振動子を有し、前記アレイ振動子における前方端振動素子と前記振動子ユニットのユニット先端面との間の肉厚が前記下側壁面の引っ込み量に相当する。この構成によれば上側縫合空間と下側収容部とを適正な位置関係にして、針を十分に画像化することができる。

10

【0012】

望ましくは、前記振動子ユニット及び前記下側収容部の一方には前記前後方向に伸長した係合溝が形成され、前記振動子ユニット及び前記下側収容部の他方には前記係合溝に係合する係合突起が形成され、前記係合溝へ前記係合突起を差し込むことにより前記振動子ユニットが前記下側収容部に保持される。

【0013】

望ましくは、前記本体には、前記振動子ユニットから引き出されたケーブルが着脱可能に嵌め込まれて固定される長溝が形成され、前記ケーブルを前記長溝に嵌め込むことにより前記下側収容部からの前記振動子ユニットの離脱が規制される。ケーブルの嵌め込みという簡便な手法で振動子ユニットの離脱を規制できるので、超音波診断用縫合器の構造を複雑化することなく、振動子ユニットを確実に保持できる。

20

【0014】

望ましくは、前記長溝の溝幅は、前記ケーブルの直径よりも小さく、前記ケーブルを前記長溝に嵌め込んだ状態では前記ケーブルが弾性変形し、これによりケーブル保持作用が発揮される。一般に、ケーブルの被覆層は弾性変形するので、あるいは、ケーブル全体が弾性変形するので、そのような弾性作用を振動子ユニットの固定に利用すれば、振動子ユニットを固定するための構造を簡易化できる。

30

【0015】

望ましくは、前記長溝の後端には前記ケーブルを横に出すための横出し路が形成される。この構成によれば、操作性を向上できる。望ましくは、前記送受波面は傾斜した面である。前方へ傾斜した面であってもよいし、後方へ傾斜した面であってもよい。

【発明の効果】

【0016】

以上説明したように、本発明によれば、セットされた針を超音波画像上で確認できる。あるいは、本発明によれば、プローブを本体に簡便に位置決め固定できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

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。

40

【0018】

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。

【0019】

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1

50

0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。

【0020】

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。

10

【0021】

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。

20

【0022】

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。

30

【0023】

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。

40

【0024】

第1レバー36と第2レバー38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。

50

【 0 0 2 5 】

ラチェット機構 3 4 は、上記のロッド 5 0 を有し、ロッド 5 0 は軸 5 2 を回転軸として回転運動可能に第 1 レバー 3 6 に取り付けられている。ロッド 5 0 は鋸歯部 5 4 を有し、その鋸歯部 5 4 を構成するいずれかの歯の間に第 2 レバー 3 8 の下端に形成された突起 3 8 B が係合する。鋸歯部 5 4 における突起 3 8 B の係合位置によってスライダ 1 4 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 4 4 の他方片 4 4 B がロッド 5 0 の基端部 5 0 A に対して不勢力を及ぼしているため、ロッド 5 0 には符号 5 5 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 3 8 B の位置を所望の状態に保持することができる。

【 0 0 2 6 】

本実施形態においては、超音波用縫合器 1 0 における体内挿入部 1 6 を臓器内に挿入する場合に、針 2 2 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 1 4 の先端部分が針 2 2 に対して寸止め状態となるようにスライダ 1 4 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 3 4 が利用される。もちろん、ロッド 5 0 を符号 5 5 で示す方向とは逆方向に運動させれば第 1 レバー 3 6 に対して第 2 レバー 3 8 を自在に運動させることができ、その結果、スライダ 1 4 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。

【 0 0 2 7 】

図 1 には示されていないが、ロッド 5 0 にはスライダ 1 4 の先端位置、具体的には前端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 3 8 B の位置を確認することにより、スライダ 1 4 のスライド量を把握することが可能である。

【 0 0 2 8 】

図 2 には、縫合器における先端部 1 6 A が斜視図として示されている。(A) には、本体先端部 6 0 に対して振動子ユニット 1 8 を組み付けた状態がスライダ先端部 6 2 と共に表されている。(B) には、本体先端部 6 0 にいまだ振動子ユニット 1 8 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 6 0 に対して差し込まれる振動子ユニット 1 8 が示されている。

【 0 0 2 9 】

まず、(C) に示される振動子ユニット 1 8 について説明すると、振動子ユニット 1 8 はユニット本体 7 0 とケーブル 7 2 とを有している。ケーブル 7 2 はユニット本体 7 0 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 7 2 は縫合器の本体内を経由して体外に引き出されている。ケーブル 7 2 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 7 0 の内部には 1 D アレイ振動子が設けられている。もちろん、2 D 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 7 0 の先端面は前面 7 0 A を構成しており、その前面 7 0 A は当該振動子ユニット 1 8 の位置決め時において機能する。ユニット本体 7 0 における二つの側面にはそれぞれ係合溝部 7 5 が形成されている。係合溝部 7 5 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 1 8 には送受波面 3 0 が形成されており、具体的には送受波面 3 0 はユニット本体 7 0 の上面からやや盛り上がった面として構成されている。

【 0 0 3 0 】

一方、(A) 及び (B) に示されるように、本体先端部 6 0 は前壁 6 6 の後側に枠体 6 4 を有し、その枠体 6 4 の内部が収容部 7 6 である。収容部 7 6 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 7 6 における一对の内側側面にはそれぞれ係合突部 7 4 が形成されている。係合突部 7 4 は上記の係合溝部 7 5 に差し込まれる。収容部 7 6 の先端面は当接面 6 4 A であり、その当接面 6 4 A は前壁 6 6 における収容部 7 6 側に望んだ下側面に相当する。ちなみに、前壁 6 6 における上側縫合空間に望んだ面は、当接面 6 4 A 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。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

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。

10

【0032】

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よい。

【0033】

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。

20

【0034】

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 75A 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った利点を得られる。

30

【0035】

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 の隠蔽を極力回避するため、L1 よりも L2 が大きく設定されており、また L2 と L3 との差、すなわち肉厚もできる限り薄くなるように構成されている。更に、W1 よりも W2 が大きくなるように開口部 28 が構成されている。

40

【0036】

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

50

って針 2 2 が離脱可能に保持されている。前壁 6 6 における後側の面は上下に区分されており、上側当接面 6 6 A と下側当接面 6 4 A とが構成されている。上側当接面 6 6 A に対して下側当接面 6 4 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 1 8 における先端側のケースの肉厚に相当する。

【 0 0 3 7 】

下側当接面 6 4 A には、振動子ユニット 1 8 の前面 7 0 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 1 8 が位置決め固定されている。振動子ユニット 1 8 においては、送受波面 3 0 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 L 1 で表されている。本実施形態において、L 1 の前端が上述した上側当接面 6 6 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 6 6 A に一致しており、あるいは、上側当接面 6 6 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 2 2 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 2 2 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。

【 0 0 3 8 】

スライダにおける先端部 6 2 は前壁 8 4 を有し、その先端面が前面 8 6 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 6 2 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 2 8 A で表され、前進状態にある前面が符号 8 6 A で表されている。その前面 8 6 A の位置が上側当接面 6 6 A を基準として L 5 で表されており、針の突出量が L 4 で表されている。L 4 と L 5 の差分が 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。

【 0 0 3 9 】

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 及び系 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。

【 0 0 4 0 】

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において先端部の位置決めを行うことができる。

【 0 0 4 1 】

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合わせて、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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 2 】

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。

10

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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 1 8 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 7 2 をケーブル挿通溝から取り外せば、振動子ユニット 1 8 を収容部から容易に離脱させることが可能である。

20

【 0 0 4 5 】

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 1 0 0 は、第 1 レバー 1 0 2 及び第 2 レバー 1 0 6 を有している。第 1 レバー 1 0 2 は本体 1 0 4 に連結されており、第 2 レバー 1 0 6 はスライダ 1 0 8 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 1 0 6 は、第 1 レバー 1 0 2 に形成された固定軸 1 0 9 を回転軸として運動するものであり、その上端部 1 0 6 B には軸溝 1 1 0 が形成され、その軸溝 1 1 0 内にはスライダ 1 0 8 に固定されたスライド軸 1 1 2 が位置している。すなわち、スライド軸 1 1 2 と軸溝 1 1 0 との係合関係により、第 2 レバー 1 0 6 の回転運動がスライダ 1 0 8 の前後運動に転換されている。

30

【 0 0 4 6 】

第 1 レバー 1 0 2 と第 2 レバー 1 0 6 との間にはばね 1 1 4 が設けられている。具体的には、ばね 1 1 4 の一方端が固定ねじ 1 1 6 によって第 2 レバー 1 0 6 に固定されており、ばね 1 1 4 の他方端はフック 1 1 8 を構成し、それは第 1 レバー 1 0 2 を開き方向に付勢している。その反動として、符号 1 2 0 で示されるように、第 1 レバー 1 0 2 に対して第 2 レバー 1 0 6 が開き方向に付勢されている。

40

【 0 0 4 7 】

ラチェット機構 1 2 2 は、上述した実施形態同様にロッド 1 2 4 を有し、ロッド 1 2 4 には鋸歯部 1 2 6 が形成されている。その鋸歯部 1 2 6 は第 2 レバー 1 0 6 の下端に形成された突起 1 0 6 A と係合するものである。ばね 1 3 0 は固定ねじ 1 3 2 によって第 1 レバー 1 0 2 に取り付けられており、その端部 1 3 0 A はロッド 1 2 4 の基端部 1 2 4 A を付勢している。ロッド 1 2 4 は軸 1 2 8 を回転軸として回転運動するものであり、ばね 1 3 0 と基端部 1 2 4 A との当たり関係により、符号 1 3 4 で示されるようにロッド 1 2 4 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 1 2 6 の所定位置に突起 1 0 6 A 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 1

50

24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。

【0048】

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。

10

【0049】

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】

【0050】

【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。

20

【図2】本体先端部およびスライダ先端部の斜視図である。

【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。

30

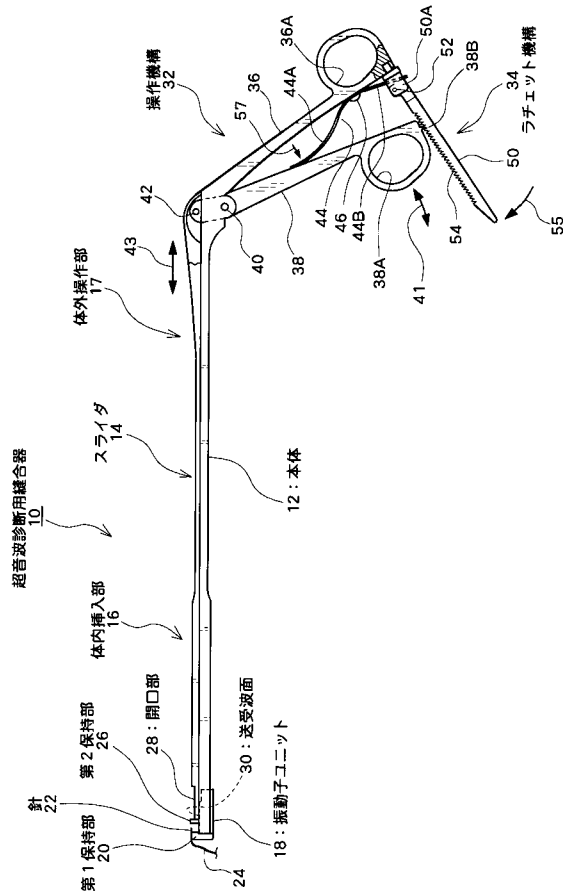
【図10】振動子ユニットの他の構成例を示す断面図である。

【符号の説明】

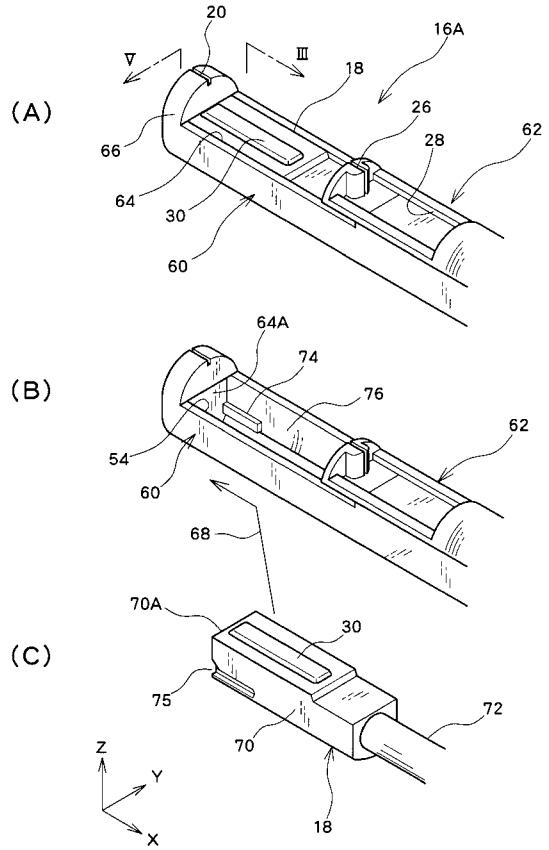
【0051】

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。

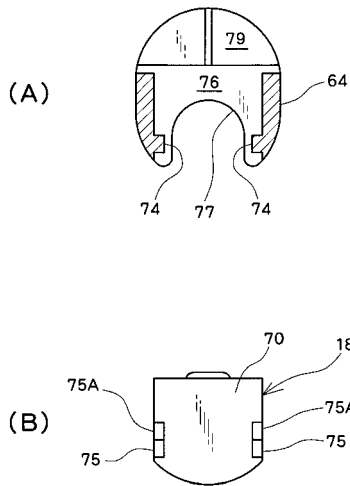
【図1】



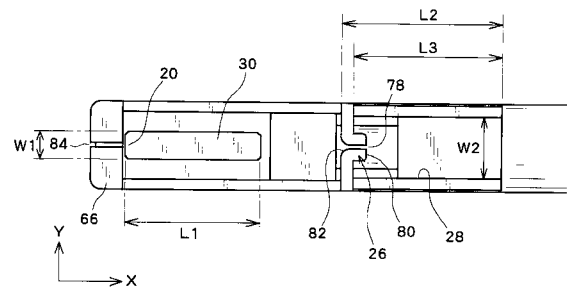
【図2】



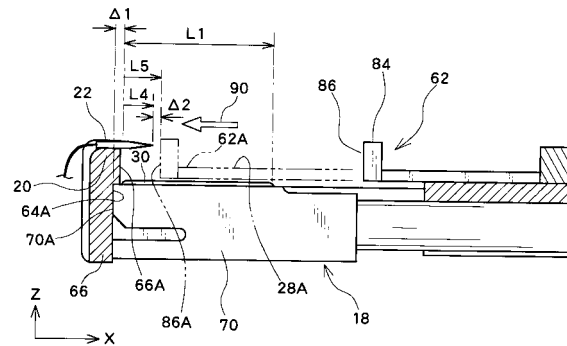
【図3】



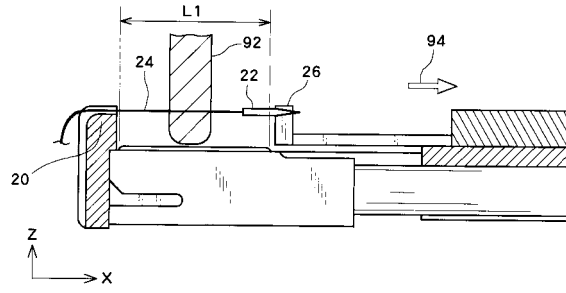
【図4】



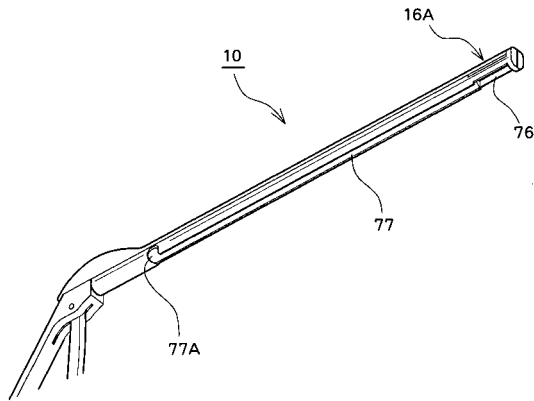
【図5】



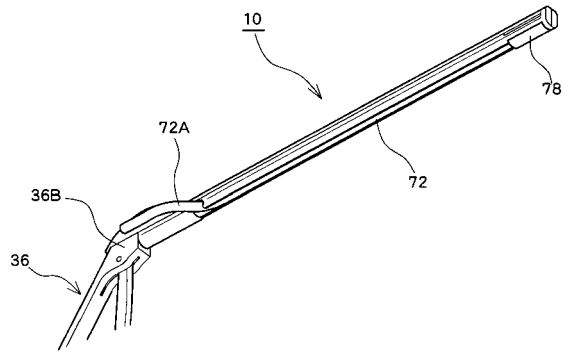
【図 6】



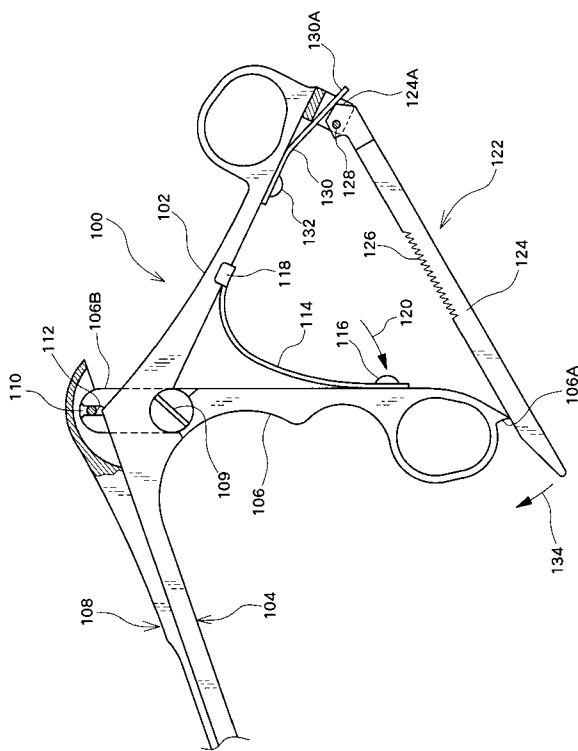
【図 7】



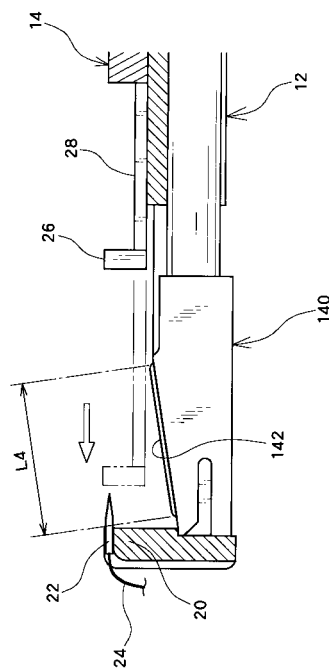
【図 8】



【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2005-095590(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	JP5096790B2	公开(公告)日	2012-12-12
申请号	JP2007126001	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/EE05 4C601/EE11 4C601/FE01 4C601/FF02 4C601/FF05 4C601/FF16 4C601/GB04		
审查员(译)	村上聪		
其他公开文献	JP2008279073A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：尽可能地显示最初保留在超声波图像上的针头，并且在缝合装置中容易且可靠地将振荡器单元安装在远端部分上以进行超声波诊断。
 ŽSOLUTION：一对接合槽部分75形成在振荡器单元18的两个侧表面上，并且一对接合突出部分74形成在壳体部分76的两个侧表面上。振荡器单元70保持在壳体中部分76由订婚关系。然后，正面70A抵靠在抵接表面64A上。电缆72装配在主体上形成的长槽中，结果，调节振荡器单元18的向后运动。因此，振荡器单元18被定位和固定。波发射和接收表面30的远端侧位置实际上放置在上侧缝合空间的远端位置上，因此，针充分地形成图像。Ž

【图5】

