

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4716816号
(P4716816)

(45) 発行日 平成23年7月6日(2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日(2011.4.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 17/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 5 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2005-233389 (P2005-233389)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成17年8月11日(2005.8.11)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2007-44351 (P2007-44351A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成19年2月22日(2007.2.22)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成20年8月8日(2008.8.8)		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】 心臓安定器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

トロッカーを通して挿入されて使用される心臓安定器であって、
細長い支柱部材と、
この支柱部材の基端部に設けられ、術者に把持される操作部と、
前記支柱部材の先端部に設けられ、心臓の拍動を部分的に抑制するための押圧部材と
を備え、
前記押圧部材は、
前記支柱部材の先端部に支持された押圧固定部材と、
この押圧固定部材に対して回動して開閉可能な押圧可動部材と、
前記押圧固定部材と前記押圧可動部材と接続するとともに、前記押圧固定部材に対して
前記押圧可動部材を開いた状態に付勢する弾性部材を有する接続部材と
を具備し、
前記接続部材は、前記押圧固定部材のうち心臓側の面と押圧可動部材のうち心臓側の面
とを前記弾性部材の付勢力に抗して対向させることが可能であり、
前記押圧可動部材の基端部の外周縁部は、前記押圧可動部材の基端部の外周縁部が前記
トロッカーに当接されたときに、前記弾性部材の付勢力に抗して前記押圧可動部材を前記
押圧固定部材に対して閉じる方向に移動させる、曲面もしくは斜面に形成されていること
を特徴とする心臓安定器。

【請求項2】

前記弾性部材は、圧縮バネであることを特徴とする請求項 1 に記載の心臓安定器。

【請求項 3】

トロッカーを通して挿入されて使用される心臓安定器であって、

細長い支柱部材と、

この支柱部材の基端部に設けられ、術者に把持される操作部と、

前記支柱部材の先端部に設けられ、心臓の拍動を部分的に抑制するための押圧部材と

を備え、

前記押圧部材は、

前記支柱部材の先端部に支持された押圧固定部材と、

この押圧固定部材に対して回動して開閉可能な押圧可動部材と、

前記押圧固定部材および前記押圧可動部材接続する接続部材と

を具備し、

前記接続部材は、前記押圧固定部材のうち心臓側の面と押圧可動部材のうち心臓側の面とを対向させることが可能であり、

一端が前記押圧可動部材に固定され、他端が前記操作部に配設され、軸方向に移動させることによって前記押圧可動部材を前記押圧固定部材に対して開閉させるワイヤをさらに具備し、

前記押圧可動部材の基端部の外周縁部は、前記押圧可動部材の基端部の外周縁部が前記トロッカーに当接されたときに、前記押圧可動部材を前記押圧固定部材に対して閉じる方向に移動させる、曲面もしくは斜面に形成されていることを特徴とする心臓安定器。

【請求項 4】

前記接続部材は、前記押圧固定部材と前記押圧可動部材とを回動可能に枢支するヒンジをさらに具備することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか 1 に記載の心臓安定器。

【請求項 5】

前記押圧固定部材と前記押圧可動部材とは、前記接続部材によって開いたときに略 U 字状もしくは略 V 字状に形成され、

前記押圧固定部材は、前記支柱部材の先端部に支持された基部を備え、

前記押圧可動部材は、前記接続部材によって前記基部に対して回動可能に配設されていることを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 に記載の心臓安定器。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、内視鏡下で用いられ、心臓の拍動を部分的に止める心臓安定器に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、開胸下における心拍動下冠状動脈バイパス手術においては、血管吻合領域を部分的に安定させるために、心臓安定器を用いて手技を行なっている。この安定器は、手技を行なう部分の周囲を押さえて、その周囲のみ心臓の拍動による影響を抑えて、手技を行ない易くするために用いられている。

【特許文献 1】特開平 10 - 005230 号公報

【特許文献 2】米国特許第 5,807,243 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 6,503,245 号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかし、冠状動脈バイパス手術を開胸下ではなく、内視鏡下で行なう場合、例えばトロッカーによるポート孔を設けてそのポート孔を通して手技を行なう。このため、ポート孔を介して鉗子や安定器を体内に挿入する必要があるが、開胸下で用いている安定器がその種類や型式等によってはポート孔に入らないことがある。したがって、ポート孔に挿入可

10

20

30

40

50

能な安定器を選択することが必要であるが、この作業は面倒な場合がある。

【0004】

この発明は、このような課題を解決するためになされたものであり、その目的とするところは、開胸下でも用いることができ、内視鏡下でも用いることができる、トロッカーに確実に挿入可能な心臓安定器を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するために、この発明に係る、トロッカーを通して挿入されて使用される心臓安定器は、細長い支柱部材と、この支柱部材の基端部に設けられ、術者に把持される操作部と、前記支柱部材の先端部に設けられ、心臓の拍動を部分的に抑制するための押圧部材とを備えている。そして、前記押圧部材は、前記支柱部材の先端部に支持された押圧固定部材と、この押圧固定部材に対して回動して開閉可能な押圧可動部材と、前記押圧固定部材と前記押圧可動部材と接続するとともに、前記押圧固定部材に対して前記押圧可動部材を開いた状態に付勢する弾性部材を有する接続部材とを備えている。また、前記接続部材は、前記押圧固定部材のうち心臓側の面と押圧可動部材のうち心臓側の面とを前記弾性部材の付勢力に抗して対向させることが可能であり、前記押圧可動部材の基端部の外周縁部は、前記押圧可動部材の基端部の外周縁部が前記トロッカーに当接されたときに、前記弾性部材の付勢力に抗して前記押圧可動部材を前記押圧固定部材に対して閉じる方向に移動させる、曲面もしくは斜面に形成されていることを特徴とする。

押圧部材は、接続部材によって、押圧固定部材に対して押圧可動部材を回動可能である。すなわち、押圧部材を、押圧固定部材に対して押圧可動部材を折り畳むことができるので、押圧部材をトロッカーに挿入する際や、トロッカーから抜去する際に小さくして容易に挿脱させることができる。したがって、開胸下でも用いることができ、内視鏡下でも用いることができる、トロッカーに確実に挿入可能な心臓安定器を提供することができる。そして、曲面や斜面がトロッカーに端部に当接されるので、その曲面や斜面に沿って当接位置が移動させるにしたがって押圧固定部材に対して押圧可動部材が閉じられる（折り畳まれる）。

【0006】

また、前記弾性部材は、圧縮バネであることが好適である。

このため、部品も安価で、安定した付勢力を発揮することができる。

【0007】

上記課題を解決するために、この発明に係る、トロッカーを通して挿入されて使用される心臓安定器は、細長い支柱部材と、この支柱部材の基端部に設けられ、術者に把持される操作部と、前記支柱部材の先端部に設けられ、心臓の拍動を部分的に抑制するための押圧部材とを備えている。前記押圧部材は、前記支柱部材の先端部に支持された押圧固定部材と、この押圧固定部材に対して回動して開閉可能な押圧可動部材と、前記押圧固定部材および前記押圧可動部材接続する接続部材とを備えている。そして、前記接続部材は、前記押圧固定部材のうち心臓側の面と押圧可動部材のうち心臓側の面とを対向させることが可能であり、一端が前記押圧可動部材に固定され、他端が前記操作部に配設され、軸方向に移動させることによって前記押圧可動部材を前記押圧固定部材に対して開閉させるワイヤをさらに具備し、前記押圧可動部材の基端部の外周縁部は、前記押圧可動部材の基端部の外周縁部が前記トロッカーに当接されたときに、前記押圧可動部材を前記押圧固定部材に対して閉じる方向に移動させる、曲面もしくは斜面に形成されていることを特徴とする。

【0008】

前記接続部材は、前記押圧固定部材と前記押圧可動部材とを回動可能に枢支するヒンジをさらに具備することが好ましい。

【0009】

また、前記押圧固定部材と前記押圧可動部材とは、前記接続部材によって開いたときに略U字状もしくは略V字状に形成され、前記押圧固定部材は、前記支持部材の先端部に支

10

20

30

40

50

持された基部を備えていることが好ましい。

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、開胸下でも用いることができ、内視鏡下でも用いることができる、ポート孔に確実に挿入可能な心臓安定器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】

【0013】

以下、図面を参照しながらこの発明を実施するための最良の形態（以下、実施の形態という）について説明する。

【0014】

まず、第1の実施の形態について図1ないし図6を用いて説明する。

【0015】

図1および図2に示すように、この実施の形態に係る心臓安定器（心臓スタビライザ）10は、細長い挿入部12と、この挿入部12の先端部に設けられ、心臓H（図3参照）の外表面に当接させる安定部材（押圧部材）14と、挿入部12の基端部に設けられた操作部（ハンドル部）16とを備えている。

【0016】

挿入部12は、例えばステンレス鋼材などにより形成された円筒部材（支柱部材）22を備えている。この円筒部材22は、後述するトロッカーT（図3参照）のポート孔に挿通させるため、細く、真直ぐに形成されている。なお、図示しないが、トロッカーTは挿入部12の円筒部材22に係止可能である。このため、安定器10がトロッカーTに対して操作することなく移動することが防止され、術者が挿脱しようとして力を加えたときのみトロッカーTに対して移動可能である。

【0017】

操作部16は、円筒部材22の基端部に一体的に配設された操作保持部材32と、この操作保持部材32に配設された軸固定部材34とを備えている。操作保持部材32は、トロッカーTのポート孔の開口径よりも大きく形成されている。このため、挿入部12はトロッカーTのポート孔に挿通可能であるが、操作部16はそれに挿通することが防止されている。

【0018】

安定部材14は、押圧固定部材42と、この押圧固定部材42に対してヒンジ（回転補助部材）46により接続された押圧可動部材44とを備えている。さらに、押圧固定部材42と押圧可動部材44とは、圧縮バネ（弾性部材）48により連結されている。このとき、圧縮バネ48は、ヒンジ46の中心軸に対して直交する方向に配設されている。

【0019】

図2（A）および図2（B）に示すように、ヒンジ46が開いて押圧固定部材42に対して押圧可動部材44が開いたときには、押圧固定部材42と押圧可動部材44とは略U字状や略V字状（ここでは、主にU字状として説明する）である。すなわち、押圧固定部材42と押圧可動部材44とは、それぞれ略L字状に形成されている。

【0020】

押圧固定部材42および押圧可動部材44は、ヒンジ46の中心軸に対して対称的に形成されている。このため、ヒンジ46の中心軸は、安定部材14の基部に設けられている。また、押圧固定部材42および押圧可動部材44の略L字状の曲部の外周面の縁部42a、44aは、それぞれの略平行に形成された延出部42b、44bに対して滑らかな曲線状（図2（A）参照）や斜面状（図2（B）参照）に形成されている。これら縁部42a、44aは、安定器10がトロッカーTに対して抜去される際に、トロッカーTの胸壁CW内側の端部に当接されると、圧縮バネ48のバネ力に抗して押圧可動部材44が押圧固定部材42に対して閉じる方向に力を働かせる際に利用される。すなわち、縁部42a、44aは、物理的な力が押圧可動部材44の回転と連動する。

【0021】

10

20

30

40

50

安定部材 1 4 の押圧固定部材 4 2 と、挿入部 1 2 の円筒部材 2 2 との間には、押圧軸部材 5 2 が配設されている。この押圧軸部材 5 2 の一端は、押圧固定部材 4 2 に固定されている。押圧軸部材 5 2 の他端は、挿入部 1 2 の円筒部材 2 2 の先端部に固定されている。この押圧軸部材 5 2 の他端は、ユニバーサルジョイントを備えている。このため、安定部材 1 4 の押圧固定部材 4 2 は、押圧軸部材 5 2 の他端を支点として所定の範囲内で回動、回転等することができる。押圧固定部材 4 2 が押圧軸部材 5 2 の他端を支点として回動すると、押圧固定部材 4 2 にヒンジ 4 6 により接続された押圧可動部材 4 4 も連動して回動する。

【 0 0 2 2 】

次に、この実施の形態に係る心臓安定器 1 0 の作用について説明する。ここでは、開胸せずに行なう内視鏡下での一般的な冠状動脈バイパス手術を行なう場合を例として説明する。

10

【 0 0 2 3 】

図 3 に示すように、胸壁 C W にトロッカー T を配置するために、胸壁 C W の数箇所小切開部を形成する。そして、それら小切開部にそれぞれトロッカー T を配置して固定する。このような小切開部にトロッカー T を配置した場合、胸壁 C W の内部を視覚的に認識することが困難である。このため、トロッカー T のポート孔に胸壁 C W の内部を観察するための内視鏡 6 2 を挿入する。

【 0 0 2 4 】

胸壁 C W の内部には外界から光が入らないため、図示しない光源装置に一端が接続され、光を導くライトガイド 6 4 の他端を内視鏡 6 2 に接続して胸壁 C W の内部に照明光を導光する。内視鏡 6 2 により得られる映像は、内視鏡 6 2 に装着されたカメラヘッド 6 6 により撮像されて電気信号に変換される。この電気信号は図示しないカメラコントロールユニット (C C U) で信号が処理されて映像信号が形成された後、図示しないモニタにその映像信号が送られて表示される。このため、内視鏡 6 2 の観察像が術者により容易に観察される。

20

【 0 0 2 5 】

以下、手技の概略を説明する。

心臓 H に一部が閉塞もしくは狭窄された冠状動脈 C が表在されているものとする。冠状動脈 C 上の閉塞部もしくは狭窄部を迂回するために、閉塞もしくは狭窄された領域よりも血流の下流側 (以降、 “ 下降領域 ” と呼ぶ) に微小切開部を形成する。下降領域の血流を改善するために、良好な上腕の橈骨動脈や胸部の内胸動脈、下腿部の大伏在静脈等から採取した血管 (以降、 “ 採取血管 ” と呼ぶ) B V を冠状動脈 C の微小切開部に吻合する。

30

【 0 0 2 6 】

次に、具体的手技について説明する。

採取血管 B V を冠状動脈 C の微小切開部に吻合させるために、内視鏡 6 2 で冠状動脈 C を観察する。このとき、心臓 H は拍動しているため、拍動を抑制せずに採取血管 B V を冠状動脈 C の微小切開部に吻合させることは困難である。このため、冠状動脈 C の微小切開部の近傍の拍動を抑制するために心臓安定器 1 0 を使用する。

【 0 0 2 7 】

内視鏡 6 2 を配置したトロッカー T の他の残りのトロッカー T のポート孔に対して、心臓安定器 1 0 、持針器 7 2 および把持鉗子 7 4 等を挿入する。このため、心臓安定器 1 0 、持針器 7 2 および把持鉗子 7 4 を胸壁 C W を通して容易に冠状動脈 C に向かって挿入することができる。

40

【 0 0 2 8 】

このとき、特に、安定器 1 0 の安定部材 1 4 をトロッカー T の狭いポート孔に挿入するため、安定部材 1 4 の押圧可動部材 4 4 を押圧固定部材 4 2 に対して閉じる。このため、圧縮バネ 4 8 のバネ力に抗して押圧可動部材 4 4 を押圧固定部材 4 2 に対してヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として回動させて閉じた状態でトロッカー T のポート孔に挿入する。

【 0 0 2 9 】

50

そして、安定部材 14 をトロッカー T の胸壁 CW 内側の端部から突出させると、図 4 (A) に示すように、圧縮バネ 48 のバネ付勢力により、押圧固定部材 42 に対して押圧可動部材 44 がヒンジ 46 の中心軸を支軸として回動して開く。このとき、図 4 (B) に示すように、押圧固定部材 42 と押圧可動部材 44 とは同一平面内に配置され、これらの厚さ方向の面同士が対向する (接触する)。

【0030】

そして、安定部材 14 の延出部 42b, 44b が心臓 H の表面に当接されると、押圧軸部材 52 の他端のユニバーサルジョイントにより、安定部材 14 が回動してその向きが変化する。このため、心臓 H の表面に対して略直交する面に安定部材 14 の押圧固定部材 42 および押圧可動部材 44 が配置される。

10

【0031】

トロッカー T のポート孔を通して導入した心臓安定器 10 の安定部材 14 を心臓 H に押し当てる。このとき、冠状動脈 C の微小切開部周囲の領域部の拍動が抑制される。すなわち、心臓安定器 10 の安定部材 14 の延出部 42b, 44b 間に冠状動脈 C の微小切開部を配置する。安定部材 14 は、押圧軸部材 52 の他端のユニバーサルジョイントにより、安定部材 14 の挿入部 12 の円筒部材 22 に対する角度が心臓 H の表面に合わせて変化する。

【0032】

心臓安定器 10 の安定部材 14 を適当に押し付けることによりその押し付けた部分近辺の拍動を抑制した冠状動脈 C の切開部と、採取血管 BV の一端とを吻合するために、トロッカー T のポート孔から持針器 72 および把持鉗子 74 を胸壁 CW の内部に挿入する。持針器 72 は、吻合のために微小作業可能に針を把持するものである。把持鉗子 74 は、針系や採取血管 BV を吻合のために把持するものである。把持鉗子 74 の採取血管 BV の端部を切開部近傍に配設して持針器 72 の針を移動させて冠状動脈 C の微小切開部に血管 BV を吻合させる。このようにして血流の迂回手術を実施する。

20

【0033】

血管 BV を冠状動脈 C の切開部に吻合させる作業の終了後、安定部材 14 を心臓 H の表面から離す。そうすると、安定部材 14 を押し当てていた部分の心臓 H の拍動が再び開始される。

【0034】

図 4 (A) に示すように、心臓安定器 10 の挿入部 12 の円筒部材 22 および安定部材 14 を、トロッカー T に対して抜去していく。すると、安定部材 14 の押圧固定部材 42 および押圧可動部材 44 の外周面の縁部 42a, 44a がトロッカー T の胸壁 CW 内側の端部に当接される。この状態で安定器 10 の安定部材 14 をトロッカー T のポート孔内にさらに引き込むと、押圧固定部材 42 および押圧可動部材 44 に縁部 42a, 44a に力が加えられる。引き込みによって、縁部 42a, 44a は、ヒンジ 46 側から延出部 42b, 44b 側に、トロッカー T の胸壁 CW 内側の端部に対して当接される部位が変化する。このため、トロッカー T のポート孔の開口径に合わせて、押圧固定部材 42 に対して押圧可動部材 44 が圧縮バネ 48 のバネ付勢力に抗してヒンジ 46 の中心軸を支軸として回動する。そうすると、図 5 (B) に示すように、押圧可動部材 44 が押圧固定部材 42 に対してヒンジ 46 の中心軸を支軸として閉じられる (折り畳まれる)。

30

40

【0035】

このため、安定部材 14 はトロッカー T のポート孔に挿入可能な大きさとなる。そして、円筒部材 22 を把持して挿入部 12 をトロッカー T から引き抜く。

したがって、安定部材 14 は、押圧固定部材 42 に対して押圧可動部材 44 が閉じられた状態でトロッカー T のポート孔の内部に入る。このため、安定部材 14 はトロッカー T から抜去される。

【0036】

持針器 72 や把持鉗子 74、さらには内視鏡 62 も同様にトロッカー T から抜去される。そして、トロッカー T を胸壁 CW から取り外して処置を終了する。

50

【 0 0 3 7 】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。

安定部材 1 4 に対して押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 を閉じるといった簡単な操作を行なうだけでトロッカー T のポート孔の内部に挿通させることができ、かつ、特に操作を行なうことなくトロッカー T から抜去することができる。したがって、術者が複雑な操作をすることなく、トロッカー T の狭いポート孔に対して簡単な操作で安定器 1 0 の挿脱を行なうことができる。

【 0 0 3 8 】

このとき、安定部材 1 4 の押圧固定部材 4 2 および押圧可動部材 4 4 が開いたときに略 U 字状や略 V 字状に形成することによって、それらの縁部 4 2 a , 4 4 a に対してトロッカー T の胸壁 C W 内側の端部から力を加える際に、滑らかに力を伝達することができる。このため、安定器 1 0 をトロッカー T から抜去する際に、安定器 1 0 に操作を加えずに、トロッカー T からの物理的な力と、安定部材 1 4 の形状によって、容易に抜去することができる。

【 0 0 3 9 】

なお、この実施の形態では、押圧固定部材 4 2 と押圧可動部材 4 4 とはヒンジ 4 6 の中心軸に対して対称的であるとして説明したが、ヒンジ 4 6 の中心軸は押圧固定部材 4 2 と押圧可動部材 4 4 との対称軸となる位置ではなく、図 2 (C) に示すように、対称中心軸から外れた位置に中心軸が配置されていることも好適である。

【 0 0 4 0 】

また、図 6 に示すように、この実施の形態では圧縮バネ 4 8 を用いることについて説明したが、ヒンジ 4 6 の機能と圧縮バネ 4 8 の機能との両方を兼ね備える高弾性率を有する材料を使用しても良い。

【 0 0 4 1 】

また、この実施の形態では、略 U 字状や略 V 字状など、対称的な形状のものについて説明したが、基部 4 2 a , 4 4 a に対する延出部 4 2 b , 4 4 b の長さはそれぞれ異なっても良い。

【 0 0 4 2 】

次に、第 2 の実施の形態について図 7 および図 8 を用いて説明する。この実施の形態は第 1 の実施の形態の変形例であって、第 1 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【 0 0 4 3 】

図 7 (A) に示すように、この実施の形態に係る安定部材 1 4 は、基部である押圧固定部材 4 2 と、この押圧固定部材 4 2 に対してそれぞれヒンジ (回転補助部材) 4 6 によって回動可能に枢支された 1 対の押圧可動部材 4 4 とを備えている。この実施の形態では、押圧固定部材 4 2 は、略矩形状に形成されている。ヒンジ 4 6 は押圧固定部材 4 2 の対向する辺に配置されている。

【 0 0 4 4 】

一方、押圧可動部材 4 4 は、それぞれ縁部 4 4 a と延出部 4 4 b とを有する略 L 字状に形成されている。2 つの押圧可動部材 4 4 間には、圧縮バネ (弾性部材) 4 8 が配設されている。このため、2 つの押圧可動部材 4 4 は、それぞれヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として押圧固定部材 4 2 に対して開くように付勢されている。

【 0 0 4 5 】

図 8 (A) および図 8 (B) に示すように、挿入部 1 2 の円筒部材 2 2 の外周には、補助円筒部材 2 4 が円筒部材 2 2 に対して摺動可能に配設されている。この補助円筒部材 2 4 の先端は、補助円筒部材 2 4 の軸方向に対して直交する方向でなく、斜め方向に略楕円状の端部 (突起部 2 4 a) が形成されている。この端部のうち、軸方向に沿って突出した側には、軸方向に沿ってスリット 2 4 b が形成されている。このスリット 2 4 b には、安定部材 1 4 の押圧可動部材 4 4 が当接可能である。このため、補助円筒部材 2 4 のスリット 2 4 b に押圧軸部材 5 2 が配設されると、スリット 2 4 b の側部の突起部 2 4 a によ

10

20

30

40

50

て、押圧可動部材 4 4 が押圧される。

【 0 0 4 6 】

なお、押圧固定部材 4 2 の幅がスリット 2 4 b の幅よりも小さく形成されている。また、押圧可動部材 4 4 が折り畳まれた際に、押圧固定部材 4 2 とともに収納される大きさに形成されている。

【 0 0 4 7 】

次に、この実施の形態に係る心臓安定器 1 0 の作用について説明する。

【 0 0 4 8 】

補助円筒部材 2 4 を円筒部材 2 2 に対して安定部材 1 4 側に相対的に移動させる。そして、補助円筒部材 2 4 は、押圧固定部材 4 2 に固定された押圧軸部材 5 2 をスリット 2 4 b の内部に入れていく。そうすると、押圧可動部材 4 4 の縁部 4 4 a およびその表面が突起部 2 4 a によって押圧される。このため、圧縮バネ 4 8 のバネ付勢力に抗して押圧可動部材 4 4 がヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として押圧固定部材 4 2 に対して回転する。そして、押圧固定部材 4 2 および押圧可動部材 4 4 がスリット 2 4 b に収納される。

10

【 0 0 4 9 】

この状態で安定器 1 0 の安定部材 1 4 をトロッカー T の狭いポート孔に挿入する。そして、安定部材 1 4 をトロッカー T の胸壁 C W 内側の端部から突出させ、さらに、補助円筒部材 2 4 を円筒部材 2 2 に対して操作部 1 6 側に相対的に引き込む。そうすると、押圧可動部材 4 4 は、補助円筒部材 2 4 のスリット 2 4 b の側部による規制が解除される。このため、図 8 (A) に示すように、圧縮バネ 4 8 のバネ付勢力により、押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 がヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として回転して開く。このとき、押圧固定部材 4 2 と押圧可動部材 4 4 とは同一平面内に配置され、これらの厚さ方向の面同士が対向する（接触する）。

20

【 0 0 5 0 】

そして、安定部材 1 4 の延出部 4 4 b が心臓 H の表面に当接されると、押圧軸部材 5 2 の他端のユニバーサルジョイントにより、安定部材 1 4 が回転してその向きが変化する。このため、心臓 H の表面に対して略直交する面に安定部材 1 4 の押圧固定部材 4 2 および押圧可動部材 4 4 が配置される。

【 0 0 5 1 】

血管 B V を冠状動脈 C の切開部に吻合させる作業の終了後、図 8 (B) に示すように、心臓安定器 1 0 の挿入部 1 2 の円筒部材 2 2 および安定部材 1 4 を、トロッカー T に対して抜去していく。

30

【 0 0 5 2 】

このとき、補助円筒部材 2 4 をトロッカー T に対して固定し、円筒部材 2 2 を操作部 1 6 側に引き込む。すると、押圧軸部材 5 2 がスリット 2 4 b の内部に挿入される。そうすると、押圧可動部材 4 4 の縁部 4 4 a およびその表面が突起部 2 4 a によって押圧される。このため、圧縮バネ 4 8 のバネ付勢力に抗して押圧可動部材 4 4 がヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として押圧固定部材 4 2 に対して回転する。そして、押圧固定部材 4 2 および押圧可動部材 4 4 がスリット 2 4 b に収納される。

【 0 0 5 3 】

このため、安定部材 1 4 はトロッカー T のポート孔に挿入可能な大きさとなる。そして、円筒部材 2 2 を把持して挿入部 1 2 をトロッカー T から引き抜く。

したがって、安定部材 1 4 は、押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 が閉じられた状態でトロッカー T のポート孔の内部に入る。このため、安定部材 1 4 はトロッカー T から抜去される。

40

【 0 0 5 4 】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。なお、第 1 の実施の形態で説明した効果と同様な効果については記載を省略する。

トロッカー T の先端形状がどのような形状であっても、補助円筒部材 2 4 によって押圧可動部材 4 4 の開閉操作を行なうことができるので、心臓安定器 1 0 をトロッカー T のポ

50

ート孔の内部に挿入および抜去することができる。

【 0 0 5 5 】

なお、この実施の形態では圧縮バネ 4 8 を用いることについて説明したが、図 7 (B) に示すように、長手方向に押し出し力を有する弾性部材を用いることも好適である。

【 0 0 5 6 】

また、この実施の形態では、補助円筒部材 2 4 を用いて押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 を開閉させることについて説明したが、第 1 の実施の形態と同様に、トロッカー T の胸壁 C W 内側端部によって開閉させることももちろん好適である。

【 0 0 5 7 】

次に、第 3 の実施の形態について図 9 を用いて説明する。この実施の形態は第 1 および第 2 の実施の形態の変形例であって、第 1 および第 2 の実施の形態で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

10

【 0 0 5 8 】

この実施の形態では、第 1 および第 2 の実施の形態とは異なり、圧縮バネ 4 8 が除去されている。図 9 (A) ないし図 9 (C) に示すように、挿入部 1 2 の円筒部材 2 2 に沿って開閉導管部材 8 2 が配設されている。この開閉導管部材 8 2 には、弾性を有するワイヤ (開閉押引部材) 8 4 が配設されている。このワイヤ 8 4 の基端部は、操作部 1 6 (図 1 参照) に配設されている。一方、このワイヤ 8 4 の先端部は、押圧軸部材 5 2 に並設され、安定部材 1 4 に配設されている。

【 0 0 5 9 】

20

安定部材 1 4 の押圧固定部材 4 2 には、ワイヤ 8 4 の貫通孔が形成されている。この貫通孔を挿通したワイヤ 8 4 の先端は、押圧固定部材 4 2 の裏面を通して押圧可動部材 4 4 に固定されている。このため、ワイヤ 8 4 の進退によって、押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 が開閉する。

【 0 0 6 0 】

次に、この実施の形態に係る心臓安定器 1 0 の作用について説明する。

【 0 0 6 1 】

ワイヤ 8 4 の基端を把持して引っ張る。すると、ワイヤ 8 4 に加えられた張力により、押圧固定部材 4 2 の貫通孔を通してワイヤ 8 4 の先端の押圧可動部材 4 4 に張力が伝達される。このため、その張力により、押圧可動部材 4 4 がヒンジ 4 6 によって、押圧固定部材 4 2 に対して閉じる。

30

【 0 0 6 2 】

この状態で安定器 1 0 の安定部材 1 4 をトロッカー T の狭いポート孔に挿入する。そして、安定部材 1 4 をトロッカー T の胸壁 C W 内側の端部から突出させる。そして、ワイヤ 8 4 の引っ張り張力を緩めると、押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 がヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として回動して開く。このとき、押圧固定部材 4 2 と押圧可動部材 4 4 とは同一平面内に配置され、これらの厚さ方向の面同士が対向する (接触する) 。

【 0 0 6 3 】

そして、安定部材 1 4 の延出部 4 2 b , 4 4 b が心臓 H の表面に当接されると、押圧軸部材 5 2 の他端のユニバーサルジョイントにより、安定部材 1 4 が回動してその向きが変化する。このため、心臓 H の表面に対して略直交する面に安定部材 1 4 の押圧固定部材 4 2 および押圧可動部材 4 4 が配置される。

40

【 0 0 6 4 】

血管 B V を冠状動脈 C の切開部に吻合させる作業の終了後、心臓安定器 1 0 の挿入部 1 2 の円筒部材 2 2 および安定部材 1 4 を、トロッカー T に対して抜去していく。

【 0 0 6 5 】

このとき、ワイヤ 8 4 を操作部 1 6 に対して引っ張る。すると、ワイヤ 8 4 の張力が押圧固定部材 4 2 を介して押圧可動部材 4 4 に伝達される。このため、押圧可動部材 4 4 がヒンジ 4 6 の中心軸を支軸として押圧固定部材 4 2 に対して回動する。

【 0 0 6 6 】

50

このため、安定部材 1 4 はトロッカー T のポート孔に挿入可能な大きさとなる。そして、円筒部材 2 2 を把持して挿入部 1 2 をトロッカー T から引き抜く。

したがって、安定部材 1 4 は、押圧固定部材 4 2 に対して押圧可動部材 4 4 が閉じられた状態でトロッカー T のポート孔の内部に入る。このため、安定部材 1 4 はトロッカー T から抜去される。

【 0 0 6 7 】

以上説明したように、この実施の形態によれば、以下の効果が得られる。なお、第 1 の実施の形態で説明した効果と同様な効果については記載を省略する。

押圧可動部材 4 4 の開閉を、ワイヤ 8 4 の進退だけで、意図的に容易に操作することができる。また、押圧固定部材 4 2 および押圧可動部材 4 4 の周囲の構成や外観を単純化す

10

【 0 0 6 8 】

これまで、いくつかの実施の形態について図面を参照しながら具体的に説明したが、この発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲で行なわれるすべての実施を含む。

【 0 0 6 9 】

上記説明によれば、下記の事項の発明が得られる。また、各項の組み合わせも可能である。

【 0 0 7 0 】

[付記]

(付記項 1)

内視鏡下における心臓安定器において、近位端と遠位端を有する保持部材と、前記保持部材遠位端に設けられた操作部材と、前記保持部材内を移動可能な支柱部材と、前記支柱部材近位端に設けられた組織表面を傷つけることなく把持することができる押圧部材において、前記操作部材は把持部材を第 1 の位置から第 2 の位置へ移動させることができ、前記把持部材は保持部材内の第 1 の位置にあるときは付勢された折り畳まれた状態にあり、前記保持部材外の第 2 の位置にあるときは付勢されずに弾性力によって開放された状態にあり、前記押圧部材が第 1 の位置から第 2 の位置、第 2 の位置から第 1 の位置へ移動する際に、開閉することを特徴とする心臓安定器。

20

【 0 0 7 1 】

(付記項 2)

前記押圧部材は折り畳まれるための形状が一部曲線、もしくは傾斜部を持つことを特徴とする心臓安定器。

30

【 0 0 7 2 】

(付記項 3)

前記押圧部材は 2 つまたはそれ以上からなり、折り畳まれる第 1 の位置と第 2 の位置に進行間において回転するための回転部材を持つことを特徴とする心臓安定器。

【 0 0 7 3 】

(付記項 4)

前記回転部材は初期の位置に戻るために弾性力も備えていることを特徴とする心臓安定器。

40

【 0 0 7 4 】

ところで、安定器には、以下に説明するようなものもある。

【 0 0 7 5 】

[付記 1]

付記 1 について図 1 0 ないし図 1 4 を用いて説明する。

【 0 0 7 6 】

図 1 0 に示すように、この実施の形態に係る心臓安定器（心臓スタビライザ）1 1 0 は、細長い挿入部 1 1 2 と、この挿入部 1 1 2 の先端部に設けられた安定部材 1 1 4 と、挿入部 1 1 2 の基端部に設けられた操作部（ハンドル部）1 1 6 とを備えている。この心臓

50

安定器 110 は、冠状動脈 C (図 13 および図 14 参照) 上の閉塞および狭窄が多岐に渡って存在するため、各々の状態に合わせて形成されている。

【 0077 】

挿入部 112 は、円筒部材 122 と、この円筒部材 122 の外周に配設された操作導管 124 と、円筒部材 122 の外周面と操作導管 124 の内周面との間に配設されたワイヤ (可動操作部材) 126 とを備えている。円筒部材 122 および操作導管 124 はそれぞれステンレス鋼材等により形成されている。

【 0078 】

安定部材 114 は、後述する冠状動脈 C の閉塞または狭窄部の周囲領域の拍動を抑制するように、略 U 字状に形成されている。すなわち、この安定部材 114 は、基部 114 a と、この基部 114 a から延出された 1 対の延出部 114 b とを備えている。冠状動脈 C の閉塞や狭窄部は、1 対の延出部 114 b の間に配置される。

10

【 0079 】

安定部材 114 の基部 114 a と挿入部 112 の円筒部材 122 の先端部との間には、押圧保持軸 130 が配設されている。この押圧保持軸 130 の一端は安定部材 114 の基部 114 a に固定され、他端はユニバーサルジョイント 130 a を備えている。このユニバーサルジョイント 130 a は、挿入部 112 の円筒部材 122 の先端部に固定されている。このため、安定部材 114 は、円筒部材 122 の先端部に対して所定の範囲内で自在に回動、回転等することができる。

【 0080 】

20


押圧保持軸 130 の一端が固定された基部 114 a の側部には、1 対のワイヤ 126 の一端がそれぞれ固定されている。これらワイヤ 126 の他端は操作部 116 の後述する可動軸部材 144 にそれぞれ固定されている。

【 0081 】


操作部 116 は、円筒部材 122 の基端部に一体的に設けられた操作保持部材 142 と、この操作保持部材 142 に対して可動で、ワイヤ 126 の他端が固定された可動軸部材 144 と、この可動軸部材 144 を所望の位置で固定する操作軸固定部材 146 と、軸固定部材 148 とを備えている。操作保持部材 142 には、円筒部材 122 の軸方向に沿って案内溝 142 a が形成されている。これら案内溝 142 a には、可動軸部材 144 が配設されている。このため、この可動軸部材 144 は、案内溝 142 a の長さの範囲内で 1 対のワイヤ 126 を軸方向に沿って同じ方向に移動させたり、互いに異なる方向に移動させたりすることが可能である。

30

【 0082 】

ワイヤ 126 を同じ方向に移動させる場合、操作部 116 の可動軸部材 144 の軸方向は挿入部 112 の軸方向に対して直交する状態を保つ。このような状態で可動軸部材 144 を操作すると、安定部材 114 が押圧保持軸 130 によって、円筒部材 122 の先端部で挿入部 112 の軸方向に対して直交するように回動する。すなわち、安定部材 114 は図 11 に示す矢印  の向きに回動する。

【 0083 】

一方、互いに異なる方向に移動させる場合、操作部 116 の可動軸部材 144 の軸方向は挿入部 112 の軸方向に対して直交した状態をニュートラルの状態として、その状態から外れる方向に移動する。このような状態で可動軸部材 144 を操作すると、安定部材 114 が押圧保持軸 130 の軸回りに回動する。すなわち、安定部材 114 は図 12 に示す矢印  の向きに回動する。

40

【 0084 】

この実施の形態に係る心臓安定器 110 は、以下の作用を奏する。ここではまず、開胸した状態で行なう一般的な冠状動脈バイパス手術に安定器 110 を適用した状態を説明し、続いて、内視鏡観察下で胸部に大きな切開部を設けずに冠状動脈バイパス手術する際に安定器 110 を適用した状態について説明する。

【 0085 】

50

開胸した状態で行なう一般的な冠状動脈バイパス手術を行なう際の作用について説明する。

図13に示すように、心臓Hに一部が閉塞もしくは狭窄された冠状動脈Cが表在されているものとする。冠状動脈C上の閉塞部もしくは狭窄部を迂回するために、閉塞もしくは狭窄された領域よりも血流の下流側（以降、“下降領域”と呼ぶ）に微小切開部を形成する。下降領域の血流を改善するために、良好な上腕の橈骨動脈や胸部の内胸動脈、下腿部の大伏在静脈等から採取した血管（以降、“採取血管”と呼ぶ）BVを冠状動脈Cの微小切開部に吻合する。

【0086】

次に、具体的手技について説明する。

10

採取血管BVを冠状動脈Cの微小切開部に吻合させるために、患者の胸部を大きく切開し、術者が冠状動脈Cを目視確認可能な状態とする。ここでは、胸部の大切開部を拡張した状態に維持するために胸壁CWに開胸器RSを配置する。このとき、心臓Hは拍動しているため、拍動を抑制せずに採取血管BVを冠状動脈Cの微小切開部に吻合させることは困難である。このため、冠状動脈Cの微小切開部の近傍の拍動を抑制するために心臓安定器110を使用する。

【0087】

そこで、開胸器RSにより拡張した切開部より冠状動脈Cの切開部周囲の小領域部のみ、心臓Hの拍動を抑制するために心臓安定器110を開胸器RSに固定する。このため、心臓安定器110、持針器172および把持鉗子174を胸壁CWを通して容易に冠状動脈Cに向かって挿入することができる。

20

【0088】

そして、安定部材114の延出部114bが心臓Hの表面に当接されると、押圧保持軸130の他端のユニバーサルジョイントにより、安定部材114が回転してその向きが変化する。このため、心臓Hの表面に対して略直交する面に安定部材114が配置される。

【0089】

開胸器RSを通して導入した心臓安定器110の安定部材114を心臓Hに押し当てる。このとき、冠状動脈Cの微小切開部周囲の領域部の拍動が抑制される。すなわち、心臓安定器110の安定部材114の延出部114b間に冠状動脈Cの微小切開部を配置する。安定部材114は、操作部116の可動軸部材144を操作してワイヤ126を動作させて、押圧軸部材152の他端のユニバーサルジョイントにより、安定部材114の挿入部112の円筒部材122に対する角度を心臓Hの表面に合わせて変化させる。そして、図11に示す操作部116の可動軸部材144を、操作軸固定部材146の溝部に嵌合させる。そうすると、安定部材114の角度が決められた状態に保持される。すなわち、安定部材114は、心臓Hの表面に押し付けられた状態で保持される。

30

【0090】

心臓安定器110の安定部材114を適当に押し付けることによりその押し付けた部分近辺の拍動を抑制した冠状動脈Cの切開部と、採取血管BVの一端とを吻合するために、開胸器RSの開口部から持針器172および把持鉗子174を胸壁CWの内部に挿入する。持針器172は、吻合のために微小作業可能に針を把持するものである。把持鉗子174は、針系や採取血管BVを吻合のために把持するものである。把持鉗子174の採取血管BVの端部を切開部近傍に配設して持針器172の針を移動させて冠状動脈Cの微小切開部に血管BVを吻合させる。このようにして血流の迂回手術を実施する。

40

【0091】

血管BVを冠状動脈Cの切開部に吻合させる作業の終了後、安定部材114を開胸器RSから取り外して心臓Hの表面から離す。そうすると、安定部材114を押し当てていた部分の心臓Hの拍動が再び開始される。

持針器172や把持鉗子174も同様に開胸器RSから抜去して処置を終了する。

【0092】

次に、開胸せずに行なう一般的な冠状動脈バイパス手術を行なう際の作用について説明

50

する。

図14に示すように、胸壁CWにトロッカーTを配置するために、胸壁CWの数箇所の小切開部を形成する。そして、それら小切開部にそれぞれトロッカーTを配置して固定する。このような小切開部にトロッカーTを配置した場合、胸壁CWの内部を視覚的に認識することが困難である。このため、トロッカーTのポート孔に胸壁CWの内部を観察するための内視鏡162を挿入する。

【0093】

胸壁CWの内部には外界から光が入らないため、図示しない光源装置に一端が接続され、光を導くライトガイド164の他端を内視鏡162に接続して胸壁CWの内部に照明光を導光する。内視鏡62により得られる映像は、内視鏡162に装着されたカメラヘッド166により撮像されて電気信号に変換される。この電気信号は図示しないカメラコントロールユニット(CCU)で信号が処理されて映像信号が形成された後、図示しないモニタにその映像信号が送られて表示される。このため、内視鏡162の観察像が術者により容易に観察される。

10

【0094】

内視鏡162を配置したトロッカーTの他の残りのトロッカーTのポート孔に対して、心臓安定器110、持針器172および把持鉗子174等を挿入する。

【0095】

他の作用は、開胸して行なった冠状動脈バイパス手術と同様に行なうものであり、上述した作用と同一の作用を奏するので、説明を省略する。

20

【0096】

以上説明したように、このような形態によれば以下の効果が得られる。

【0097】

冠状動脈バイパス術において、血管吻合領域を部分的に安定化させるための心臓安定器(スタビライザ)110は血管吻合領域に接近させて直接安定部材(スタビライズ部)114に術者が設置する際、術者が心臓Hの表面に対して位置の調整を容易に行なうことができる。このため、安定器110の挿入方向に対して心臓Hの表面が傾いている場合であっても、安定部材114を心臓Hの表面に対して角度を変化させることによって、容易に押し付けることができる。

30

【0098】

したがって、従来、冠状動脈バイパス術において、血管吻合領域を部分的に安定化させるためのスタビライザが血管吻合領域に近接させて直接スタビライズ部(安定部材)に術者が設置するが、内視鏡下で行なう場合、術者が心臓Hの表面での位置の調整等を行なうことができない、といった課題を解決することができる。

【0099】

[付記2]

次に、付記2について図15および図16を用いて説明する。この付記2は、付記1の変形例であって、付記1で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。

【0100】

図15および図16に示すように、付記2では、操作導管124が円筒部材122と並設されている。この操作導管124は、円筒部材122に対して軸方向に沿って摺動可能である。この操作導管124の内側には、ワイヤ126が挿通されている。図16に示すように、ワイヤ126は、操作導管124の内側で交差されている。

40

【0101】

操作軸固定部材146を操作部116の矢印I方向に移動させると、操作保持部材142と連動して安定部材114が矢印I方向に回動する。また、操作保持部材142を操作部116の矢印II, III方向に移動させると、安定部材114が矢印II, III方向に回動する。

【0102】

50

なお、操作軸固定部材 1 4 6 の一端には、指標部材 1 4 6 a が固定されている。この指標部材 1 4 6 a によって、術者だけでなく、患者の反対に位置している助手が操作する際に混乱することなく安定部材 1 1 4 の位置および角度を調整することが容易である。

【 0 1 0 3 】

[付記 3]

次に、付記 3 について図 1 7 を用いて説明する。この付記 3 は、付記 1 の変形例であって、付記 1 で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。付記 3 に係る安定器 1 1 0 は、付記 1 の安定器 1 1 0 と安定部材 1 1 4 にさらにクリップ装置が付加されている。

【 0 1 0 4 】

図 1 7 (A) および図 1 7 (B) に示すように、安定部材 1 1 4 には、クリップ (組織保持部材) 1 8 2 が配設されている。このクリップ 1 8 2 は、それ自身のバネ付勢力または、後述する回転軸部材 1 8 4 の回りに配設されたつる巻バネ (図示せず) によって、安定部材 1 1 4 の表面に付勢されている。一方、このクリップ 1 8 2 は、安定部材 1 1 4 の表面に回転軸部材 1 8 4 によって枢支されている。クリップ 1 8 2 の一端には、円筒部材 1 2 2 に沿って配設され、例えば操作部 1 1 6 などの外部より遠隔操作が可能のように、ワイヤ 1 8 6 が連結されている。また、このワイヤ 1 8 6 は、安定部材 1 1 4 の基部 1 1 4 a にも摺動可能に係止されている。すなわち、このクリップ 1 8 2 は、ワイヤ 1 8 6 が引っ張られると、クリップ 1 8 2 が回転軸部材 1 8 4 を支点として回動する。すなわち、安定部材 1 1 4 の表面に対して開く。ワイヤ 1 8 6 の引っ張り力を解除すると、それ自身のバネ付勢力または、後述する回転軸部材 1 8 4 の回りに配設されたつる巻バネの付勢力によって、クリップ 1 8 2 が安定部材 1 1 4 の表面に対して閉じる。

【 0 1 0 5 】

なお、この付記 3 の図 1 7 (A) および図 1 7 (B) では図示しないが、付記 1 と同様に安定部材 1 1 4 を回動、回転等させる、ワイヤ 1 8 6 と異なるワイヤ 1 2 6 が固定されていることも好適である。

【 0 1 0 6 】

次に、付記 3 に係る心臓安定器 1 1 0 の作用について説明する。付記 1 で説明した作用と同一の作用については説明を省略する。

冠状動脈バイパス手術をする際に採取血管 B V を安定させた状態にするために、安定部材 1 1 4 付近に採取血管 B V の一端を胸部内で位置決めして保持する。この場合、ワイヤ 1 8 6 を引っ張ってクリップ 1 8 2 を回転軸部材 1 8 4 回りに回動させて、クリップ 1 8 2 と安定部材 1 1 4 の表面との間を開ける。そして、ワイヤ 1 8 6 の張力を開放して、安定部材 1 1 4 上に採取血管 B V の一端を保持する。

【 0 1 0 7 】

以上説明したように、付記 3 によれば以下の効果が得られる。

【 0 1 0 8 】

安定部材 1 1 4 に血管 B V 等を係止することができるので、吻合作業を行ない易くすることができる。

【 0 1 0 9 】

したがって、従来、冠状動脈バイパス術において血管を吻合する際、グラフトを吻合領域に術者が近づけて配置するが、拍動下でバイパス術を行なう場合、配置したグラフトが拍動の影響で吻合部からずれてしまうため、精密な吻合の支障をきたし、吻合時間も長くなるという課題や、内視鏡下で行なう場合はグラフトを鉗子等で配置、固定するため、吻合の際に支障となる、といった課題を解決することができる。

【 0 1 1 0 】

[付記 4]

次に、付記 4 について図 1 8 を用いて説明する。この付記 4 は、付記 3 の変形例であって、付記 3 で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。付記 4 に係る安定器 1 1 0 は、付記 3 の安定器 1 1 0 とクリップ装置の構成が異なる。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 1 】

図 1 8 (A) および図 1 8 (B) に示すように、クリップ 1 8 2 は、一端が安定部材 1 1 4 の基部 1 1 4 a に固定されている。このクリップ 1 8 2 は、板バネ状である。このクリップ 1 8 2 には、ワイヤ 1 8 6 の一端が固定されている。すなわち、付記 4 では、付記 3 で説明した回転軸部材 1 8 4 (図 1 7 (A) および図 1 7 (B) 参照) が除去されている。

【 0 1 1 2 】

付記 4 の作用および効果は付記 3 と同様であるので、説明を省略する。

【 0 1 1 3 】

[付記 5]

次に、付記 5 について図 1 9 ないし図 2 1 を用いて説明する。この付記 5 は、付記 1 の変形例であって、付記 1 で説明した部材と同一の部材には同一の符号を付し、詳しい説明を省略する。付記 5 に係る安定器 1 1 0 は、付記 1 の安定器 1 1 0 と安定部材 1 1 4 の構成が異なる。

【 0 1 1 4 】

図 1 9 および図 2 0 (A) に示すように、付記 5 に係る安定器 1 1 0 の安定部材 1 1 4 の表面には、送吸気部 1 9 2 が一体的に形成されている。一方、安定部材 1 1 4 の裏面には、心臓 H の表面を吸着する吸引保持部材 1 9 4 が配設されている。

【 0 1 1 5 】

図 2 0 (A) に示すように、安定部材 1 1 4 の内部、すなわち表面と裏面との間には、空間が設けられている。送吸気部 1 9 2 には、安定部材 1 1 4 の内部に吸引した気体圧を一定に保つための逆止弁 1 9 2 a が形成されている。図 2 0 (B) に示すように、使用時には、送吸気部 1 9 2 には、気体圧を変化させるシリンジ (吸引要素) 1 9 6 が接続されている。

【 0 1 1 6 】

シリンジ 1 9 6 を送吸気部 1 9 2 に接続して吸引すると、逆止弁 1 9 2 a は、図 2 0 (A) に示す逆止弁 1 9 2 a が閉じた状態から、図 2 0 (B) および図 2 0 (C) に示す開いた状態に変形する。このため、安定部材 1 1 4 内の気体圧が減少する。

【 0 1 1 7 】

次に、付記 5 に係る心臓安定器 1 1 0 の作用について説明する。

【 0 1 1 8 】

心臓 H の特定領域を安定器 1 1 0 の安定部材 1 1 4 で押圧して拍動を抑制する。このとき、シリンジ 1 9 6 によって吸引を行なうと、安定部材 1 1 4 内の気体圧が減少して吸引保持部材 1 9 4 が心臓 H の表面に吸着される。

【 0 1 1 9 】

一方、吸着された安定部材 1 1 4 を開放するときには、送吸気部 1 9 2 から送気する。そうすると、逆止弁 1 9 2 a が元の状態に戻り、吸引保持部材 1 9 4 の吸着が解除される。

【 0 1 2 0 】

したがって、冠状動脈 C の周囲の領域に安定部材 1 1 4 を吸着して、心臓 H の拍動による影響を抑制することができる。

【 0 1 2 1 】

なお、この実施の形態では、安定部材 1 1 4 と送吸気部 1 9 2 とが一体であるとして説明したが、図 2 1 (A) および図 2 1 (B) に示すように、別体であっても良い。例えば、金属材料や樹脂材製の安定部材 1 1 4 の表面に、ゴム材などで弾性を備えた送吸気部 1 9 2 が配設されていることも好適である。

【 0 1 2 2 】

以上説明したように、付記 5 によれば、以下の効果が得られる。

【 0 1 2 3 】

安定部材 1 1 4 に送吸気部 1 9 2 と吸引保持部材 1 9 4 とが設けられているので、安定

10

20

30

40

50

部材 1 1 4 を心臓 H の表面に容易に吸着することができ、また、吸着を解除することができる。このため、安定部材 1 1 4 によって、心臓 H の狭い領域の拍動を容易に抑制することができる。

【 0 1 2 4 】

したがって、従来、冠状動脈バイパス術においては、血管吻合領域を部分的に安定化させるスタビライザがあるが、吸引源を備えた場合、スラバライズ部の固定用部材とは別に吸引用チューブが存在するために、血管吻合に支障をきたすという課題があり、さらに、内視鏡下においてはポート孔より挿入するため、吸引用チューブがポート孔と干渉し、チューブが折れ曲がる場合があるため、スタビライザが吻合領域から外れてしまい、手技に支障がある、といった課題を解決することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 5 】

【 図 1 】本発明の第 1 の実施の形態に係る心臓安定器を示し、(A) は安定部材を開いた状態としたときの状態を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材を閉じた状態としたときの状態を示す概略的な斜視図。

【 図 2 】第 1 の実施の形態に係る心臓安定器の先端部を示し、(A) は略 U 字状に対称的に形成された安定部材を示す概略図、(B) は略 V 字状に対称的に形成された安定部材を示す概略図、(C) は略 U 字状に非対称的に形成された安定部材を示す概略図。

【 図 3 】第 1 の実施の形態に係る心臓安定器を用いて内視鏡下で冠状動脈バイパス手術を行なう状態を示す概略図。

20

【 図 4 】第 1 の実施の形態に係る心臓安定器の先端部を示し、(A) は開いた状態の安定部材を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材を (A) 中の矢印 4 B 側から観察した状態を示す概略図。

【 図 5 】第 1 の実施の形態に係る心臓安定器の先端部を示し、(A) は閉じた状態の安定部材を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材を (A) 中の矢印 5 B 側から観察した状態を示す概略図。

【 図 6 】第 1 の実施の形態に係る心臓安定器の先端部に配置された、略 U 字状に対称的に形成された安定部材を示す概略図。

【 図 7 】本発明の第 2 の実施の形態に係る心臓安定器における安定部材を示す概略図。

【 図 8 】第 2 の実施の形態に係る心臓安定器の先端部を示し、(A) は安定部材を開いた状態としたときの状態を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材を閉じた状態としたときの状態を示す概略的な斜視図。

30

【 図 9 】本発明の第 3 の実施の形態に係る心臓安定器の先端部を示し、(A) は安定部材を開いた状態としたときの状態を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材を開いた状態としたときの状態を示す、(A) を裏面から観察した状態を示す概略的な斜視図、(C) は安定部材を閉じた状態としたときの状態を示す概略的な斜視図。

【 図 1 0 】付記 1 に係る心臓安定器を示す概略的な斜視図。

【 図 1 1 】付記 1 に係る心臓安定器を示す概略的な側面図。

【 図 1 2 】付記 1 に係る心臓安定器を示す概略的な上面図。

【 図 1 3 】付記 1 に係る心臓安定器を用いて開胸状態で冠状動脈バイパス手術を行なう状態を示す概略図。

40

【 図 1 4 】付記 1 に係る心臓安定器を用いて内視鏡下で冠状動脈バイパス手術を行なう状態を示す概略図。

【 図 1 5 】付記 2 に係る心臓安定器を示す概略的な斜視図。

【 図 1 6 】付記 2 に係る心臓安定器を示す概略的な斜視図。

【 図 1 7 】付記 3 に係る心臓安定器の先端の安定部材を示し、(A) は安定部材に設けられたクリップで採取血管を挟んだ状態を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材にクリップを配置した状態を示す概略的な側面図。

【 図 1 8 】付記 4 に係る心臓安定器の先端の安定部材を示し、(A) は安定部材に設けられたクリップで採取血管を挟んだ状態を示す概略的な斜視図、(B) は安定部材にクリッ

50

プを配置した状態を示す概略的な側面図。

【図19】付記5に係る心臓安定器の先端の、送吸気部および吸引保持部材を有する安定部材を示す概略的な斜視図。

【図20】付記5に係る心臓安定器の先端の、送吸気部および吸引保持部材を有する安定部材を示し、(A)は基部の概略的な断面図、(B)は吸引保持部材を心臓に密着させ、送吸気部からシリンジによって吸引している状態を示す概略的な断面図、(C)は送吸気部からシリンジによって送気して吸引保持部材を心臓から離れた状態を示す概略的な断面図。

【図21】付記5に係る心臓安定器の先端の、送吸気部および吸引保持部材を有する安定部材を示し、(A)は基部の概略的な断面図、(B)は送吸気部からシリンジによって送気して吸引保持部材を心臓から離れた状態を示す概略的な断面図。

10

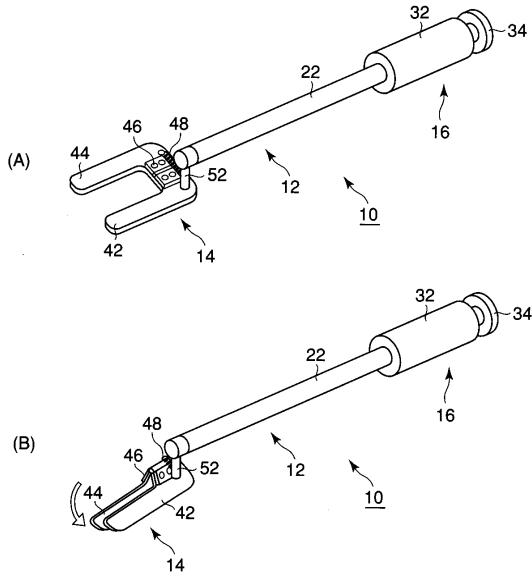
【符号の説明】

【0126】

10...心臓安定器、12...挿入部、14...安定部材、16...操作部、22...円筒部材、32...操作保持部材、34...軸固定部材、42...押圧固定部材、44...押圧可動部材、46...ヒンジ、48...圧縮バネ、52...押圧軸部材

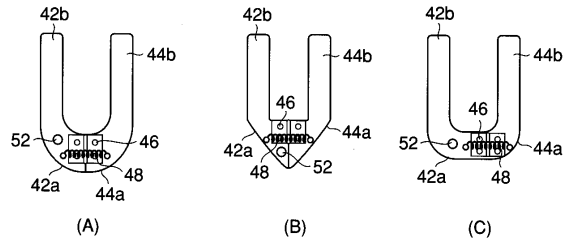
【図1】

図1



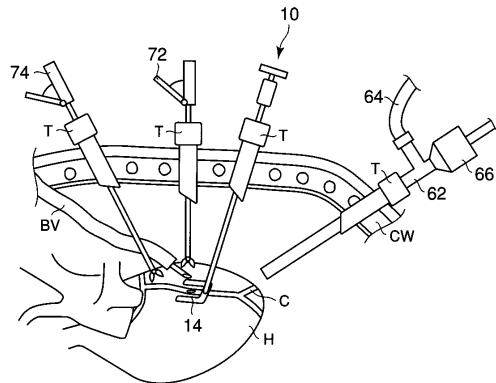
【図2】

図2



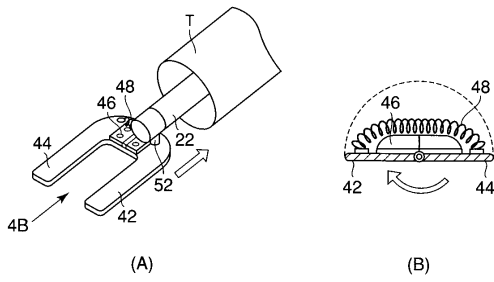
【図3】

図3



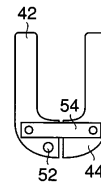
【 図 4 】

図 4



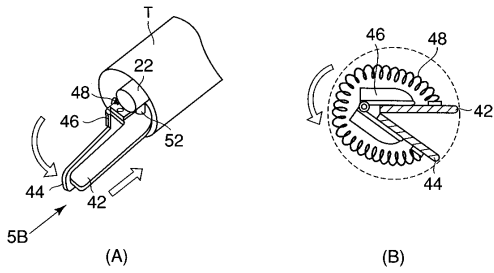
【 図 6 】

図 6



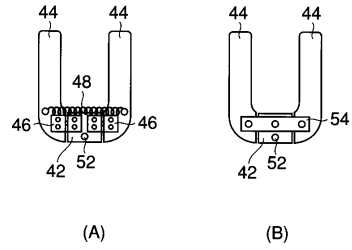
【 図 5 】

図 5



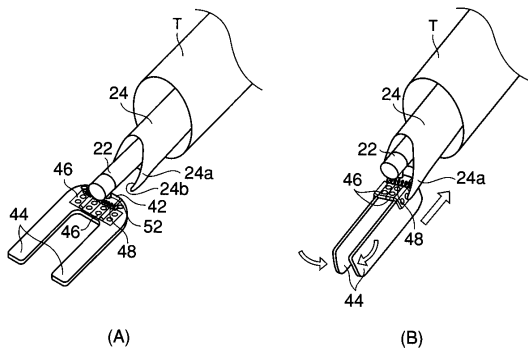
【 図 7 】

図 7



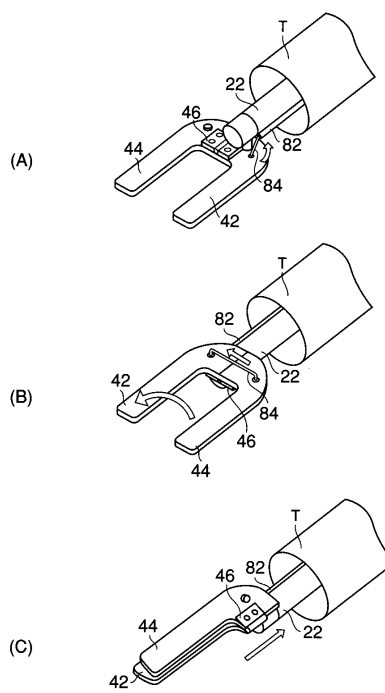
【 図 8 】

図 8



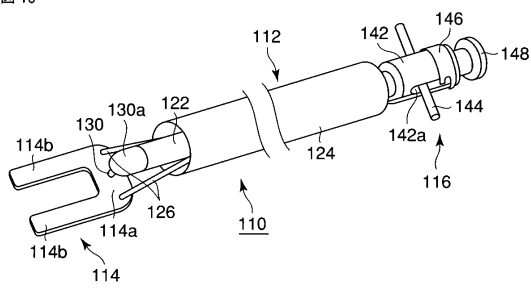
【 図 9 】

図 9



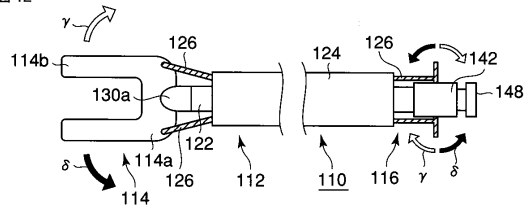
【 図 10 】

図 10



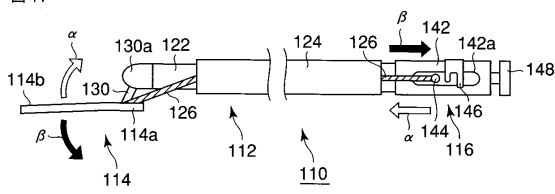
【 図 12 】

図 12



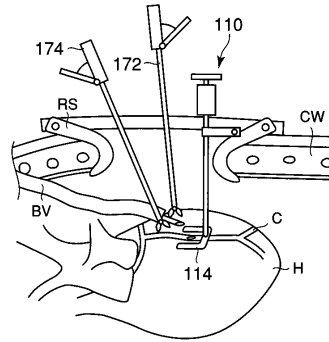
【 図 11 】

図 11



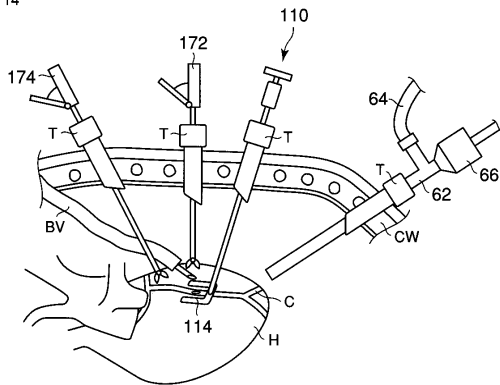
【 図 13 】

図 13



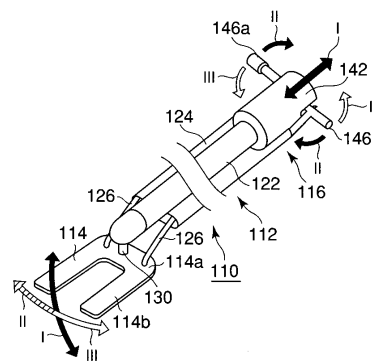
【 図 14 】

図 14



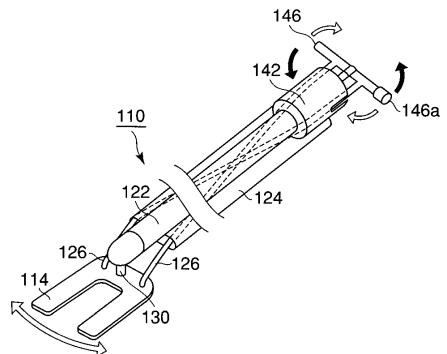
【 図 15 】

図 15



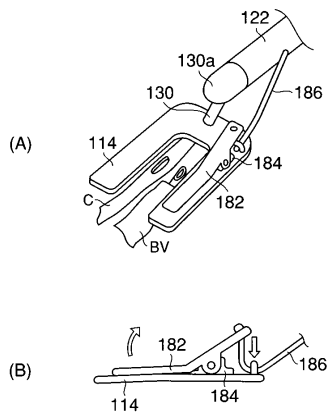
【 図 16 】

図 16



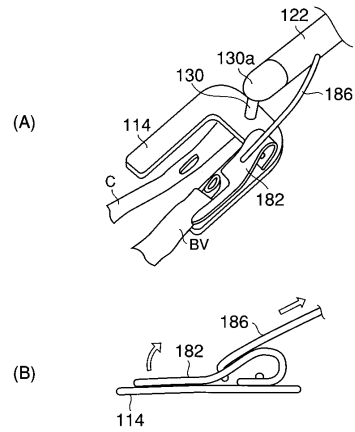
【 図 17 】

図 17



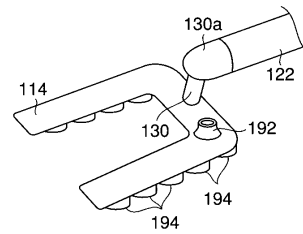
【 図 18 】

図 18



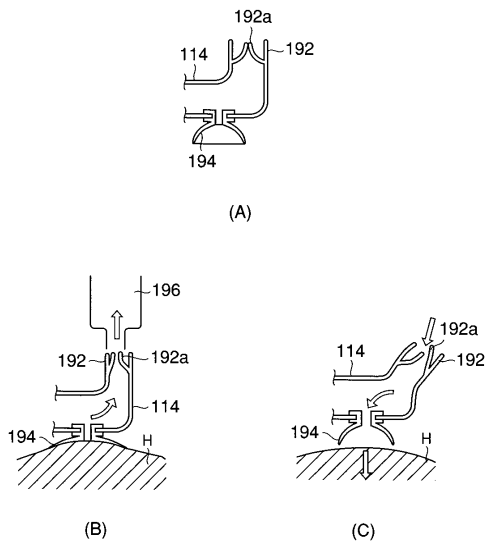
【 図 19 】

図 19



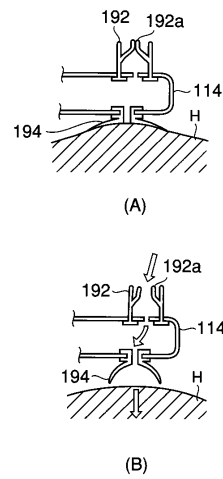
【 図 20 】

図 20



【 図 21 】

図 21



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 山谷 謙

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 前田 靖二

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 津田 真吾

(56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0082837(US, A1)

特開平10-005230(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/00

专利名称(译)	心脏稳定剂		
公开(公告)号	JP4716816B2	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	JP2005233389	申请日	2005-08-11
[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		
当前申请(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	山谷謙 前田靖二		
发明人	山谷 謙 前田 靖二		
IPC分类号	A61B17/00		
FI分类号	A61B17/00.320 A61B17/94		
F-TERM分类号	4C060/DD03 4C060/DD38 4C060/MM25 4C160/MM34 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN21		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
审查员(译)	津田慎吾		
其他公开文献	JP2007044351A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够可靠地插入套管针的心脏稳定器，可用于胸廓切开术或内窥镜治疗。ZSOLUTION：心脏稳定器10通过套管针插入，观察要用内窥镜操作的区域。心脏稳定器10包括细长的插入部分12，设置在插入部分12的近端部分上以由操作者抓握的操作部分16，以及设置在插入部分12的远端部分上的稳定构件14。部分抑制心跳。稳定构件14包括由插入部分12的远端部分支撑的加压固定构件42，可朝向加压固定构件42旋转以打开和关闭的加压可动构件44，以及铰链46和连接的压缩弹簧48。加压固定件42和加压可动件44

【 図 3 】

図3

