

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4339114号
(P4339114)

(45) 発行日 平成21年10月7日(2009.10.7)

(24) 登録日 平成21年7月10日(2009.7.10)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/12 (2006.01) A 6 1 B 17/12 3 2 0

請求項の数 39 (全 43 頁)

(21) 出願番号	特願2003-530158 (P2003-530158)	(73) 特許権者	500332814
(86) (22) 出願日	平成14年6月26日(2002.6.26)		ボストン サイエントフィック リミテッド
(65) 公表番号	特表2005-503231 (P2005-503231A)		バルバドス国 クライスト チャーチ ヘイスティングス シーストン ハウス ピー.オー. ボックス 1317
(43) 公表日	平成17年2月3日(2005.2.3)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/019969	(74) 代理人	100068755
(87) 国際公開番号	W02003/026516		弁理士 恩田 博宣
(87) 国際公開日	平成15年4月3日(2003.4.3)	(74) 代理人	100105957
審査請求日	平成17年4月27日(2005.4.27)		弁理士 恩田 誠
(31) 優先権主張番号	09/957, 356	(74) 代理人	100142907
(32) 優先日	平成13年9月21日(2001.9.21)		弁理士 本田 淳
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100149641
			弁理士 池上 美穂

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 体組織を圧迫するための装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

変形形態で組織を捕捉するように構成されている止血クリップを内視鏡を使って配置するための装置であって、

内視鏡の遠位端部に取り付けられ、前記クリップを収容するように構成されている本体と、

前記クリップの複数の関節点と接触する第1の位置と、前記クリップを前記本体から解放する第2の位置とを有し、前記本体及び前記クリップと協働する支点部と、

前記クリップを変形するために前記クリップの複数の押圧点に力を加えるアクチュエータと、

を備え、前記第1の位置において、前記支点部が、前記クリップの変形を容易にするために前記アクチュエータによって加えられる力に対抗して前記クリップを保持するようになっている、止血クリップを内視鏡を使って配置するための装置。

【請求項 2】

前記支点部が、前記第1の位置のときに、前記本体内に前記クリップを保持する、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

前記アクチュエータが、変形した後で、前記クリップを前記本体から押し出す、請求項1に記載の装置。

【請求項 4】

10

20

前記支点部を前記第 1 の位置と前記第 2 の位置との間で動かすための第 2 のアクチュエータをさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記第 2 のアクチュエータがケーブルによって作動させられる摺動スリーブである、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

前記アクチュエータが前記クリップの前記押圧点を押す少なくとも 1 つのピストンを備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記クリップが、前記クリップの円周に沿って交互に位置する 2 つの押圧点及び 2 つの関節点を有している、請求項 1 に記載の装置。 10

【請求項 8】

前記ピストンが液圧によって作動させられる、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 9】

前記止血クリップが前記関節点周りで変形するように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 10】

前記クリップが概略リング形状である、請求項 9 に記載の装置。

【請求項 11】

前記クリップが鋸状の組織捕捉縁端を備える、請求項 10 に記載の装置。 20

【請求項 12】

前記アクチュエータ及び前記第 2 のアクチュエータが連結されている、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 13】

前記支点部が前記クリップの前記関節点から延びている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 14】

前記支点部は、前記クリップの変形力より大きい力を受けたときに変形可能となっている、請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記アクチュエータ及び前記第 2 のアクチュエータが一体的に形成されている、請求項 4 に記載の装置。 30

【請求項 16】

前記支点部が、弾性により、前記第 1 の位置及び第 2 の位置のうち的一方を保持するように形成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 17】

前記支点部を選択的に前記第 1 の位置及び第 2 の位置のうち他方の位置に保持するための取り外し可能な保持装置を備える、請求項 16 に記載の装置。

【請求項 18】

前記支点部が前記摺動スリーブに取り付けられている、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 19】

前記支点部が前記摺動スリーブのカム表面に沿って動く、請求項 18 に記載の装置。 40

【請求項 20】

前記本体に沿って軸方向に延びている中空突起をさらに備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 21】

組織に対して使用するように構成されている装置であって、

遠位端部を有した内視鏡と、

内視鏡に結合されたクリップと、

を備え、該クリップが、

前記内視鏡の前記遠位端部に取り付けるように構成されているリング部分と、

50

前記リング部分に取り付けられた複数の脚部であって、該脚部の各々が開放位置と組織を圧迫するための閉鎖位置との間で動くことができるようになっている複数の脚部と、
前記閉鎖位置から前記開放位置への前記脚部の各々の動きを制限するためのロック機構と、

を含む、装置。

【請求項 2 2】

前記ロック機構がラチェット機構である、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 3】

前記ラチェット機構が、前記脚部及び前記リング部分のうち的一方に形成されている複数のスナップを備える、請求項 2 2 に記載の装置。

10

【請求項 2 4】

前記リング部分を前記脚部の各々に接続するヒンジをさらに備える、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 2 5】

前記ヒンジが一体ヒンジである、請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 6】

前記ヒンジがピン - スロットヒンジであり、前記ピンが前記リング部分及び前記脚部の各々のうち的一方から延びている、請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 7】

前記脚部を前記開放位置に機械的に保持するための留め具をさらに備える、請求項 2 1 に記載の装置。

20

【請求項 2 8】

前記ヒンジが 4 本棒機構である、請求項 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 9】

前記脚部を前記開放位置及び前記閉鎖位置のうち的一方に付勢するように構成されている弾性装置をさらに備える、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 3 0】

前記脚部の各々を前記開放位置から前記閉鎖位置に動かすためのアクチュエータ機構をさらに備える、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 3 1】

前記アクチュエータ機構が前記脚部の各々を前記閉鎖位置に引っ張るひもを備える、請求項 3 0 に記載の装置。

30

【請求項 3 2】

前記アクチュエータ機構がラックピニオン装置を備える、請求項 3 0 に記載の装置。

【請求項 3 3】

前記アクチュエータ機構が前記脚部の各々に力を加える液圧ピストンを備える、請求項 3 0 に記載の装置。

【請求項 3 4】

前記アクチュエータ機構が前記脚部の各々を動かす遠隔操作シースを備える、請求項 3 0 に記載の装置。

40

【請求項 3 5】

前記多脚クリップを前記内視鏡に接続する解放可能なアタッチメントをさらに備える、請求項 2 1 に記載の装置。

【請求項 3 6】

前記解放可能なアタッチメントが、前記多脚クリップと前記内視鏡との間で縫合部を形成する系を含む、請求項 3 5 に記載の装置。

【請求項 3 7】

前記解放可能なアタッチメントが、前記多脚クリップを前記内視鏡に接続するシールと、前記シールに埋め込まれた系とを含み、前記系を取り除くと前記シールが切断されるようになっている、請求項 3 5 に記載の装置。

50

【請求項 38】

前記解放可能なアタッチメントが、前記多脚クリップ及び前記内視鏡のうちの一方から延びる突起と、前記多脚クリップ及び前記内視鏡のうちの他方に形成される相補的溝とを含み、前記突起及び前記溝が摩擦接続されている、請求項 35 に記載の装置。

【請求項 39】

前記解放可能なアタッチメントが、前記多脚クリップ及び前記内視鏡のうちの一方から延びる留め具と、前記多脚クリップ及び前記内視鏡のうちの他方に形成される相補的スロットと、前記多脚クリップを解放するために前記留め具を前記溝から解放するためのアクチュエータとを含む、請求項 35 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

関連出願

本出願は、1999年11月18日に提出された米国特許出願第09/443,219号の一部継続出願である。

【0002】

発明の背景

発明の分野

本発明は、大別して、患者身体内の手術部位における出血を防ぐために体組織を圧迫するための装置及び方法に関する。より詳細には、本発明は、クリップと、手術部位にこのクリップを送り込むためのシステムとを提供する。本発明は、穿孔された組織の創端を接合し圧迫することによって、管腔の内側から器官穿孔を閉じることを含む多様な処置の何れに対しても利用され得る。

20

【0003】

関連技術の説明

出血性消化性潰瘍性疾患は、潰瘍と関連付けられる内部出血があることから、危険な事象である可能性がある。人員及び設備を患者のもとまで運ぶ必要がある場合があるが、出血性消化性潰瘍性疾患を持つことが疑われる患者は、医療センターの救急治療室、集中治療室又は胃腸科(GI)において内視鏡検査及び治療を受けることができる。腹腔鏡手術にするか観血的手術にするかは1つの選択である。例えば、病変組織が修復不可能であるならば、外科的胃切除を行なうべきかも知れない。しかしながら、内視鏡による代替処置がないのでない限り、または、それ以前の内視鏡処置が成功しなかったのでない限り、手術は望ましくない。外科的介入は、少なくとも、他の処置に比べて罹患率、死亡率が高くコストが著しく高いという理由においても望ましくない。

30

【0004】

潰瘍は、きれいな潰瘍から活動性噴出出血までに分類される。もっとも厄介なのは活動性出血性素因者及び浮き出た血管である。未治療の浮き出た血管は出血しやすい。GI内視鏡検査医にとって出血はもっとも厄介な事態である。処置の成否の決定に時間が重大な意味を持つ場合に出血は内視鏡検査医にとって唯一の意図しない緊急の事態である。それは、一般には外来患者の処置ではない、内視鏡検査医が直面する1つの問題である。

【0005】

40

内視鏡検査医は、一般に、出血性潰瘍の治療において約90%の初期成功率を有している。残りの数字は、通常、手術に関連するものである。特定された潰瘍は全て、内視鏡治療を受けたか受けないかに関係なく後日再出血する可能性があるが、内視鏡治療を受けた活動性出血及び浮き出た血管の再出血率は一般に10~30%である。この率は、この数十年間あまり改善されていない。

【0006】

出血性潰瘍の治療における手術の長期的成功確率、すなわち潰瘍の非再出血又は永久的止血はほぼ100%である。手術の成功率が高い理由は、出血部位が機械的に圧迫されることにある。縫合又はステープルを使って、出血している血管が結紮されるか、出血部位の周りの組織が圧迫されて、周りの全ての血管が結紮される。

50

【 0 0 0 7 】

現在、内視鏡検査医は、止血のために2つの治療法を広範に使用し、いくつかをより小規模に（又は実験的に）使用している。最も広い範囲に使用される方法は、熱療法及び注射療法である。これより使用頻度の少ない方法としては、機械的クリップ、ループ、レーザー及びアルゴンプラズマ焼灼がある。しかしながら、これらの内視鏡検査医にとって公知の処置には欠陥がある。これらの処置について下に簡単に説明する。

【 0 0 0 8 】

熱療法においては、出血が視認され診断された後、剛性の加熱素子先端を有するカテーテルが内視鏡の作業チャンネルの中に通される。剛性のカテーテル先端が内視鏡から出た後に、内視鏡は先端を出血部位に押し付けるように操作される。その後、組織を乾燥させ焼灼する熱出力が加えられる。熱が加えられている間、組織/血管を先端が圧迫することによって、基本的に（理論的には）血管は接合されて、閉じられる。熱の発生は、先端内の抵抗素子によって又は組織にRFエネルギーを与えることによって行なわれる。しかしながら、どちらの方法も専用の出力発生装置を必要とする。

10

【 0 0 0 9 】

注射療法の場合、出血が視認され診断された後、遠位方向に延出可能な皮下注射針を有するカテーテルが内視鏡の作業チャンネルの中に通される。カテーテル先端が内視鏡から出た後、内視鏡は出血部位まで進められ、針は遠隔操作で延出させられ、出血部位に挿入される。「血管収縮」液剤が針から遠隔操作で注入される。この薬剤は血管を収縮させて、出血を止める。最も一般的に使用される薬剤は、生理食塩水希釈エピネフリンであり、アルコールはもう1つの選択肢である。この処置のためには、通常、止血が確認されるまで出血部位及びその周囲に複数回注入を行なう必要がある。

20

【 0 0 1 0 】

上記の2つの療法のうちどちらが好ましい療法であるかは、一般に、その療法が行なわれる地域によって異なる。地域によって異なる療法が好ましくなる。地域や機関によっては、処置の成果を上げるために2つの療法が組み合わされている。

【 0 0 1 1 】

機械的圧迫の場合、ループ及び機械的クリップの使用が公知となっているが、それぞれに問題が存在する。公知のループは、可撓性のデリバリカテーテルを通じて内視鏡の作業チャンネルの中に通される係蹄状のループである。ループは、出血部位の周りに配置され、係蹄を締めるのと同様にデリバリカテーテルの中に引っ込められる。ループはループに対する摩擦境界面を備えた摺動部材を有しており、この摩擦境界面は引き綱ロックのように機能する。ループが閉じて出血部位の周りでロックされた後、この組立体はデリバリカテーテルから取り外される。ループは内視鏡を使って送り込まれる圧迫装置なので、その主要な用途は出血性ポリープ柄細胞であり、従って、潰瘍治療に使用するためには設計されておらず、これには適さない。特に、比較的平らな形状など潰瘍床の物理的な特性及び潰瘍床を構成する組織のタイプは、ポリープとは異なるので、圧迫のために内視鏡を使って送り込まれるループの使用は不適切である。

30

【 0 0 1 2 】

機械的クリップは公知であるが、公知の機械的クリップは欠点を有している。公知のクリップは、可撓性のデリバリカテーテルを通じて内視鏡の作業チャンネルの中に通される2脚クリップである。クリップのジョー（顎部）は、遠隔操作によって開かれ、出血部位に押し込まれ、閉じられ、取り外される。クリップを内視鏡に通すことが要求されるので、クリップのサイズは制限されなければならない。そのため、クリップは損傷の周りの組織にある全ての血管を締め付けることができない。さらに、クリップは、その構造的設計のために十分な締め付け力を提供することができない。従って、これらのクリップは、複数回使用する必要があるが、決定的な止血のためには効果的ではない。これらのクリップに伴うさらなる問題は、これを損傷部位に送り込むとき、出血する血管の良好な画像が得られないことである。内視鏡検査医は、手探りでクリップを取り付けることを要求される場合があり、その結果、内視鏡検査医に当て推量を要求する不正確な処置になり得る。

40

50

【 0 0 1 3 】

従って、内視鏡処置の初期止血成功率を外科的処置の成功率と同程度に引き上げることのできる出血性潰瘍を内視鏡を用いて治療するための改良されたシステム及び方法を提供することが望ましい。このシステム及び方法は、外科的処置と同程度の効果を上げるために出血部位を機械的に圧迫するための改良された能力を提供する。

【 0 0 1 4 】

発明の要旨

体組織を圧迫するために患者体内の手術部位に外科用クリップを送り込むためのシステム及び方法が提供される。本発明のシステムの1つの実施形態において、システムは、内視鏡装置の遠位端部に内視鏡キャップが配置される内視鏡装置を含む。外科用クリップは、内視鏡キャップの外側表面に取り外し可能に配置される。内視鏡キャップから圧縮対象の体組織に外科用クリップを配置するために、配置装置が外科用クリップと結合される。

10

【 0 0 1 5 】

外科用クリップには、様々な形態が考えられる。例えば、外科用クリップは、直径方向に相対する関節点に沿って折り曲げ形態に変形できる概略リング形状のクリップとすることができる。外科用クリップの対向する縁端は、互いに重なって折り曲げられ、対向する縁端の間に体組織を圧迫することができる。

【 0 0 1 6 】

あるいはまた、外科用クリップは、リング部分と、開放形態及び閉鎖形態にすることができる可動脚部とを含むことができる。可動脚部は、リング部分にヒンジで取り付けことができ、可動脚部を閉鎖形態に維持して体組織を圧迫するために固定機構を含むことができる。

20

【 0 0 1 7 】

1つの態様において、本発明は、内視鏡の遠位端部に取り付けられるように構成されたリング部分と、該リング部分に取り付けられた複数の脚部であって、該脚部の各々が開放位置と組織を圧迫する閉鎖位置との間を動くことができる脚部と、閉鎖位置から開放位置への各脚部の動きを制限するためのロック機構とを含む、組織を圧迫するように構成された止血多脚クリップを内視鏡を使って配置するための装置である。

【 0 0 1 8 】

別の態様において、本発明は、変形形態で組織を捕捉するように構成された止血クリップを内視鏡を使って配置するための装置である。この装置は、内視鏡の遠位端部に取り付けクリップを収容するように構成された本体と、該本体及び該クリップと協働する支点部とを含み、支点部は、クリップの関節点と接触する第1の位置と本体からクリップを解放する第2の位置とを有する。この装置は、クリップを変形するためにクリップの押圧点に力を加えるアクチュエータをさらに含み、第1の位置において、支点部はアクチュエータによって加えられる力に抗してクリップを保持して、クリップの変形を容易にする。

30

【 0 0 1 9 】

本発明の様々な特徴は、以下の説明及び添付図面を同時に参照することによってよく理解できるだろう。

【 0 0 2 0 】

詳細な説明

図1は、内視鏡装置によって患者体内のある部位に送り込むことのできる外科用クリップの第1の実施形態を示している。患者体内の損傷部位に外科用クリップ10を送り込むためのシステム及び方法については、本明細書において後に説明する。

40

【 0 0 2 1 】

図1から分かるように、外科用クリップ10は、第1の端部12A及び第2の端部12Bを有する第1の細長い組織捕捉表面12と、同様に第1の端部14A及び第2の端部14Bを有する第2の細長い組織捕捉表面14とから成る。さらに、図1から分かるように、第1の組織捕捉表面12及び第2の組織捕捉表面14はいずれも半円形部材によって構成されている。

50

【 0 0 2 2 】

第1の接合部16及び第2の接合部18は、第1の細長い組織捕捉表面12を第2の細長い組織捕捉表面14に接続している。第1の接合部16は、第1の端部16Aで第1の細長い組織捕捉表面12の第1の端部12Aに接続され、第2の端部16Bで第2の組織捕捉表面14の第1の端部14Aに接続されている。同様に、第2の接合部18は、第1の端部18Aで第1の組織捕捉表面12の第2の端部12Bに接続され、第2の端部18Bで第2の組織捕捉表面14の第2の端部14Bに接続されている。

【 0 0 2 3 】

外科用クリップ10のこの実施形態においては、第1の接合部16は、第1の端部16Aと第2の端部16Bの間に配置される半円形部分16Cを含んでいる。半円形部分16Cは、第1の補長い組織捕捉表面及び第2の細長い組織捕捉表面に向かって延びている。同様に、第2の接合部18は、第1の端部18Aと第2の端部18Bの間に半円形部分18Cを含んでおり、この部分も、同様に第1の細長い組織捕捉表面及び第2の細長い組織捕捉表面に向かって延びている。外科用クリップ10のこの実施形態においては、第1の接合部16及び第2の接合部18は、それぞれ、第1の組織捕捉表面12及び第2の組織捕捉表面14と一体的に成形されている。図1から分かるように、第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面の各々は、組織捕捉表面から対向する組織捕捉表面に向かって延びる咬合歯19を含んでいる。

【 0 0 2 4 】

第1の捕捉部12及び第2の捕捉部14は、図1に示されている組織捕捉位置と図2に示されている組織受け入れ位置との間で互いに対して相対的に動くことができる。第1の捕捉部12及び第2の捕捉部14が組織捕捉位置にあるとき、身体組織は、第1の捕捉部12と第2の捕捉部14との間に位置して、2つの捕捉表面の間で体組織を圧迫する。歯19は組織と係合して、2つの捕捉表面の間に組織を保持するのを助ける。

【 0 0 2 5 】

歯19は、組織を切り取り切断するように設計されてはならず、2つの捕捉表面の間に組織を保持するように設計されている。第1の接合部16及び第2の接合部18は、それぞれ、第2の組織捕捉表面14に向かって第1の組織捕捉表面12を付勢している。従って、外科用クリップ10のこの実施形態においては、第1の組織捕捉表面12と第2の組織捕捉表面14との間で体組織を圧迫するために第1及び第2の組織捕捉表面に付加的な力を加える必要がない。第1の組織捕捉表面12及び第2の組織捕捉表面14がその間で組織を圧迫し保持できるようにするために必要とされる総圧縮力は、第1の接合部16及び第2の接合部18の付勢力だけによって与えられる。

【 0 0 2 6 】

図2から分かるように、第1の組織捕捉面12及び第2の組織捕捉面14は、組織受け入れ位置で示されている。第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面をこの位置にするためには、組織捕捉表面に対して力Fが図2に示されている方向に加えられる。この力は、第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面を互いに向けて付勢して組織捕捉位置にさせる第1の接合部16及び第2の接合部18の付勢力に打ち勝つのに十分な大きさである。さらに、図2から分かるように、第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面が組織受け入れ位置にあるとき、組織を受容して2つの組織捕捉表面の間に捕捉できるように、2つの組織捕捉表面の間には十分な領域が提供される。組織捕捉表面が組織受け入れ位置にあるとき、第1の接合部16の第1の端部16A及び第2の端部16Bが互いに係合するのが分かる。同様に、第2の接合部18の第1の端部18A及び第2の端部18Bも互いに係合する。しかしながら、それぞれの第1の端部は必ずしもそれぞれの第2の端部に接触する必要はない。

【 0 0 2 7 】

必要なことは、2つの組織捕捉表面の間に組織を受け入れ、これを捕捉できるように、2つの組織捕捉表面の間に十分な領域が提供されることだけである。第1の接合部16及び第2の接合部18がこの状態にあるとき、接合部は、その内部にポテンシャルエネルギーを

10

20

30

40

50

蓄積しており、力Fが第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面から解除されると、各接合部は第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面を組織捕捉位置に戻す。

【0028】

本明細書において後に説明するように、外科用クリップ10は、外科用クリップ10が組織受け入れ位置にあるとき、内視鏡装置の遠位端部に含まれる内視鏡キャップの外側表面に配置される。外科用クリップ10を内視鏡キャップの外側表面に配置することによって、内視鏡キャップは、外科用クリップ10を組織受け入れ位置に保持する力Fを与える。さらに、本明細書において後に説明するように、内視鏡装置及び外科用クリップ10が患者身体内の損傷領域に隣接して配置されると、外科用クリップ10は内視鏡キャップから損傷部位に配備される。外科用クリップ10が内視鏡キャップから装着され、その結果、第1の組織捕捉表面12及び第2の組織捕捉表面14に対して力Fが加えられなくなると、接合部16及び18は、第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面を組織捕捉位置に戻して、2つの組織捕捉表面の間に位置する組織を圧迫する。従って、外科用クリップ10を内視鏡キャップから装着することによって、第1の組織捕捉表面と第2の組織捕捉表面との間に位置する体組織は、2つの組織捕捉表面を接続する接合部によって組織捕捉表面に与えられる付勢力の結果として組織捕捉表面の間に圧迫される。

【0029】

唯一の要件は、組織捕捉表面を組織受け入れ位置に動かしたときにポテンシャルエネルギーをその内部に蓄積し、組織捕捉表面を組織受け入れ位置に動かす力が取り除かれたときに組織捕捉表面を組織捕捉位置に戻すことができるような特性を材料が持つことであり、外科用クリップ10は、多様なタイプの材料で構成することができる。組織捕捉表面が互いに向かって付勢されて組織捕捉位置になるように、接合部内に蓄積されるポテンシャルエネルギーが解放される。第1及び第2の接合部16、18にそれぞれ利用できるこの種の材料の1つは、超弾性ニチノールなど形状記憶合金である。この種の材料は、外科用クリップ10を組織受け入れ位置に開く過程で降伏損失が小さいので、他の生体適合性材料と比べて質量/力比率が高い接合部を提供する。形状記憶合金の使用は、オーステナイト最終(A_f)温度が患者の体温より低いと仮定している。

【0030】

ニチノールは適切な材料であろうが、利用できる材料は他にも多数ある。接合部に利用できる他の材料の例としては、チタン、バネ鋼状態のステンレス鋼及び高降伏点ポリマがある。降伏損失を克服できる場合又は本明細書において後に述べるように接合部に多コンポーネント設計が採用される場合には、バネ鋼状態のステンレス鋼を利用できる。前述したように、特に多コンポーネント設計の場合には高降伏点ポリマ並びに形状記憶ポリマ及び合成物も利用できる。

【0031】

図3は、損傷部位の体組織を圧迫するために患者体内の損傷部位に外科用クリップを送り込むためのシステムの第1の実施形態を示している。図から分かるように、外科用クリップ10は、内視鏡キャップ4の外側表面に配置される。内視鏡キャップ4は、内視鏡装置1の遠位端部1Aに配置されている。さらに、図から分かるように、また前に説明したように、外科用クリップ10が内視鏡キャップ4の外側表面に配置されるとき、第1の組織捕捉表面12及び第2の組織捕捉表面14は組織受け入れ位置となる。本発明は、特定のタイプの内視鏡装置又は内視鏡キャップに限定されるものではない。本明細書において後に説明するように、本発明の原理は、多様な医療処置を行なうために利用でき、本発明は、1つの特定のタイプの処置に限定されるものではない。本発明は、出血防止を補助するために損傷部位で体組織を圧迫することが望ましい医療処置において有益である。この場合にも、内視鏡キャップ4は、標的組織がキャップの面と内視鏡装置の面との間の空間に引き込まれる静脈瘤バンド結紮及び係蹄粘膜切除術に使用されるような多様な公知の内視鏡キャップの何れでもよい。

【0032】

前述のように、外科用クリップ10は、外科用クリップ10が損傷部位に隣接して配置さ

10

20

30

40

50

れた後に内視鏡キャップ4から外されて留置される。内視鏡キャップ4から外科用クリップ10を外して留置するために、外科用クリップ10と関連する多様なタイプの配置装置を利用することができる。図4は、本発明において利用できる配置装置の第1の実施形態を示している。図4から分かるように、配置装置すなわちケーブル100は、内視鏡キャップ4から外科用クリップ10を外して配置する際に使用される。図から分かるように、ケーブル100の遠位端部110は、外科用クリップ10の一部の周りに巻きつけられる。ケーブル100は内視鏡装置1の作業チャンネルを通じて配置され、ケーブル100の近位端部120は患者体外に延びる内視鏡装置1の近位端部から延出している。従って、処置を行なう者がケーブル100の近位端部120を引っ張ると、ケーブル100を内視鏡装置1の遠位端部から近位端部に引っ張るので、外科用クリップ10は、内視鏡キャップ4の遠位端部に向かって引っ張られて、内視鏡キャップ4から外れ、外科用クリップ10を内視鏡キャップから外して配置させる。この方法は、静脈瘤バンド結紮と同様である。

10

【0033】

図5は、本発明に利用できる配置装置の第2の実施形態を示している。図5から分かるように、配置装置の第2の実施形態は、内視鏡装置1の周りに配置される管状部材200である。管状部材200は、管状部材200の遠位端部210が外科用クリップ10と係合しない位置と遠位端部210が外科用クリップ10と係合する位置との間で内視鏡装置1上を動かすることができる。管状部材200の近位端部220に力を加えることによって、遠位端部210は外科用クリップ10と係合するように動く。管状部材200を遠位方向にさらに動かすことによって、外科用クリップ10は内視鏡キャップ4から外され配置される。図から分かるように、管状部材200の近位端部220は患者の体外に延びており、遠位端210が外科用クリップ10と係合して外科用クリップ10を内視鏡キャップ4から外して配置するように管状部材200を動かすために近位端部220に力を加えることができるようになっている。

20

【0034】

図6は、配置装置の第3の実施形態を示している。図6の実施形態においては、配置装置はバルーン300を含み、バルーン300の少なくとも一部は、外科用クリップ10と内視鏡キャップ4との間に配置される。バルーン300を膨張させるためにバルーン300に圧力が付与され得るように、膨張用内腔310がバルーン300から患者の体外まで延びている。気体、液体又はその他の物質を含めてバルーンを膨張させるために任意の物質を使用することができる。図から分かるように、バルーン300が内視鏡キャップ4から外科用クリップ10を押し外さないような膨張状態にバルーン300を維持することができる。外科医が外科用クリップ10を内視鏡キャップ4から外して配置したいとき、外科医は、バルーン300の継続的膨張により内視鏡キャップ4から外科用クリップ10を外して配置するように、バルーン300の膨張が外科用クリップ10を内視鏡キャップ4の遠位端部に向かって動かす状態までバルーン300を膨張させる。

30

【0035】

バルーンが膨張すると、外科用クリップ10に加えられる力は、2つの機能を果たす。第1に、バルーンが膨張すると、外科用クリップ10も拡張して、それぞれ、第1の組織捕捉表面12及び第2の組織捕捉表面14の内視鏡キャップ4に対する締め付け力に打ち勝つのに役立つ。外科用クリップ10の半径方向の力が膨張するバルーン300によって減少すると、前に説明したように、膨張するバルーンは外科用クリップ10を内視鏡キャップ4から標的組織に押し出す。内視鏡キャップ4から外科用クリップ10を外して配置するためのこの方法の利点は、前述の配置装置の実施形態すなわちケーブル100又は管状部材200が加えるような外力が内視鏡キャップ4/内視鏡装置1/外科用クリップ10の組立体に加えられないことである。従って、バルーン300による内視鏡キャップ4からの外科用クリップの配置は、内視鏡キャップ4からの外科用クリップ10の配置の結果として手術器具1000が押されて標的損傷部位から離れる可能性を減少するのに役立つ。

40

50

【 0 0 3 6 】

前述のバルーン配置機構と同様の概念で、外科用クリップ 1 0 を内視鏡キャップ 4 から配置するために内視鏡装置 1 の周りに配置される力発生器を利用することができる。力発生器は、外科用クリップ 1 0 を内視鏡キャップ 4 から配置するための様々な機構を含むことができ、そのうちのいくつかについて以下で説明する。

【 0 0 3 7 】

図 7 は、内視鏡装置 1 の周りに配置される力発生器を組み込み、外科用クリップ 1 0 に近接して配置される配置装置 4 0 0 の第 4 の実施形態を示している。図 7 及び図 8 から分かる通り、力発生器 4 1 0 は係合部材 4 2 0 を含み、この係合部材は、少なくとも部分的に力発生器 4 1 0 内に配置されており、係合部材 4 2 0 の遠位端部 4 2 2 が外科用クリップ 1 0 と係合しない第 1 の位置と係合部材 4 2 0 の遠位端部 4 2 2 が外科用クリップ 1 0 と係合する第 2 の位置との間を動くことができる。係合部材 4 2 0 を外科用クリップ 1 0 と係合する第 2 の位置に動かすために、アクチュエータ 4 4 0 が力発生器 4 1 0 内に収容されている。

10

【 0 0 3 8 】

図 8 は、力発生器 4 1 0 を含む配置装置 4 0 0 の第 4 の実施形態をさらに示している断面図である。図 8 から分かるように、係合部材 4 2 0 は、少なくとも部分的に力発生器 4 1 0 内に配置されている。係合部材 4 2 0 が外科用クリップ 1 0 と係合しない第 1 の位置に係合部材 4 2 0 を付勢するために、保持バネ 4 2 5 を利用することができる。保持バネ 4 2 5 は、力発生器 4 1 0 の遠位壁 4 1 0 A と係合部材 4 2 0 のピストン 4 2 6 との間に位置するように力発生器 4 1 0 内に配置されている。従って、保持バネ 4 2 5 は、第 1 の位置に係合部材 4 2 0 を付勢する力 $F_{4/2}$ をピストン 4 2 6 に加える。保持バネ 4 2 5 は、係合部材 4 2 0 のシャフト 4 2 4 の周りに配置されている。この実施形態において、アクチュエータ 4 4 0 は、力発生器 4 1 0 内のピストン 4 2 6 と力発生器 4 1 0 の近位壁 4 1 0 B との間に配置される圧縮バネである。圧縮バネを圧縮形態に維持するために、近位端部の患者体外の位置から遠位端部の力発生器 4 1 0 内の位置まで延びるケーブル 4 3 0 が圧縮バネに取り付けられている。ケーブル 4 3 0 が圧縮バネ 4 4 0 から解放されると、圧縮バネ 4 4 0 は係合部材 4 2 0 のピストン 4 2 6 に力 $F_{4/1}$ を加える。力 $F_{4/1}$ の大きさは、保持バネ 4 2 5 によって加えられる力すなわち $F_{4/2}$ より大きい。したがって、ケーブル 4 3 0 が圧縮バネ 4 4 0 から解放されると、圧縮バネ 4 4 0 はピストン 4 2 6 に作用し、ピストンは係合部材 4 2 0 の遠位端部 4 2 2 を延伸させて、これが外科用クリップ 4 1 0 と係合するようにする。係合部材 4 2 0 が圧縮バネ 4 4 0 の作用を受けて力発生器 4 1 0 からさらに伸び続けると、係合部材 4 2 0 は、外科用クリップ 1 0 を内視鏡キャップ 4 から押し外す。図 8 から分かるように、係合部材 4 2 0 の遠位端部 4 2 2 は、遠位端部 4 2 2 が外科用クリップ 1 0 と係合して内視鏡キャップ 4 から外科用クリップ 1 0 を押し外すのを補助するように、先端に向かって捕捉なるテーパ状形態に成形されている。係合部材 4 2 0 の遠位端部 4 2 2 のテーパ状表面は、外科用クリップに半径方向及び直線方向の両方の力を加える。

20

30

【 0 0 3 9 】

図 9 及び図 1 0 は、力発生器の代替実施形態を示している。力発生器のこれらの代替実施形態は保持バネを示していないが、係合部材が外科用クリップ 1 0 を内視鏡キャップから押し外さない第 1 の位置に係合部材を保持するのに役立つ付勢力を与えるために、力発生器に対して想定されている付加的実施形態の何れにおいても、上に説明した保持バネを利用できるものと理解すべきである。さらに、係合部材は第 1 の位置にあるとき外科用クリップと係合しないと説明したが、係合部材が外科用クリップと係合しない必要はない。要求されるのは、係合部材が、外科用クリップを内視鏡キャップから押し外す傾向を持つ力をそれが望まれる前に外科用クリップに付与しないことだけである。

40

【 0 0 4 0 】

前述のように、図 9 及び図 1 0 は、前述の力発生器と同様に作動する力発生器の代替実施形態を示している。実施形態間の大きな相違は、係合部材が外科用クリップと係合して外

50

科用クリップを内視鏡キャップから外して配置する第2の位置に係合部材を動かすために利用されるアクチュエータの物理的構造及び作動である。したがって、図9は、力発生器510を含む配置装置500の第5の実施形態を示している。この場合にも、前述の通り、力発生器510は、力発生器410と同様に作動する。したがって、力発生器510は、シャフト524、ピストン526及び外科用クリップ10と係合する遠位端部522を含む係合部材520を含んでいる。しかしながら、力発生器510は係合部材520を動かすためにアクチュエータを利用しており、このアクチュエータは、ピストン526と力発生器510の近位壁510Bとの間に設けられた加圧チャンバ540から構成されている。圧力供給ライン530は、患者体外にある近位端部から加圧チャンバ540と連通する遠位端部まで延びている。加圧チャンバ540が加圧されると、ピストン526に対して力 F_5 が加えられ、ピストンは、係合部材が外科用クリップと係合して外科用クリップを内視鏡キャップから配置するように、係合部材520を動かす。密閉されたチャンバ(室)540を作るために、第1のシール525Aをピストン526と力発生器510の内壁500Aとの間に配置し、第2のシール525Bをピストン526と力発生器510の外壁500Bとの間に配置することができる。このようにして、加圧チャンバが加圧されるとピストン526が力発生器510内を動くように密閉された加圧チャンバ540を提供することができる。

10

【0041】

力発生器510は、気体又は液体など加圧チャンバを加圧するための多様な手段のうち任意のものを利用することができる。本発明は、加圧チャンバを加圧するための特定の物質に限定されない。例えば、注射器を使って加圧チャンバ540に空気を注入することによって圧力を付与することができる。代替実施形態においては、加圧チャンバ540内の圧力を利用しないで、外科用クリップを配置するまで係合部材を後退位置に維持するために真空を利用することができる。

20

【0042】

図10は、係合部材620を動かすためのアクチュエータとして電気コイル640を組み込む力発生器610を利用する配置装置の第6の実施形態を示している。前述のように、力発生器610は、シャフト624と、ピストン626と、外科用クリップと係合する遠位端部622とを有した係合部材620を含んでいる。図から分かるように、電気コイル640は、ピストン626に近接する力発生器610内の位置に配置される。導電ケーブル630は、電気コイル640から患者の体から出る位置の近傍まで延びている。ケーブル630は、電気コイル640にエネルギーを与えるための伝達手段となる。電気コイル640にエネルギーが付与されると、コイルは、係合部材620を動かすためにピストンに力 F_6 を与えるので、その遠位端部622は外科用クリップと係合して、外科用クリップを内視鏡キャップから外して配置する。このようにして、ケーブル630を通じて電気コイル640に電流を与えて、係合部材620に対して反対の電荷を生成することができる。したがって、係合部材620は荷電マグネットとするか、鉄類で構成することができる。

30

【0043】

本発明は、上に説明した力発生器の実施形態の特定の構造に限定されるものではなく、係合部材が外科用クリップと係合できるように、力発生器を内視鏡キャップと一体的に成形するか、内視鏡キャップと別個に成形して、内視鏡キャップの周りに配置することができる。力発生器、よって必要な配置力を内視鏡キャップ内に組み込めば有利であるが、本発明は力発生器をキャップ内に組み込むことに限定されるものではない。

40

【0044】

図11から図13に示されているように、患者の体内に外科用クリップを配置するためのシステムは、内視鏡装置の作業チャンネルを通じて配置され得る組織捕捉装置を含むこともできる。本発明は、組織捕捉装置の特定の実施形態に限定されることはなく、図11から図13は、組織捕捉装置の代替実施形態を示している。組織捕捉装置の目的は、標的組織が内視鏡キャップ内に位置するように圧縮対象の標的組織を操作することである。組織捕捉装置は、内視鏡装置の作業チャンネルを通じて組織に与えられる吸引と一緒に利用す

50

ることができる。吸引は、内視鏡キャップ内に標的組織を置くのを補助する。しかしながら、組織捕捉装置又は真空の一方又は他方は利用する必要はない。本発明においては、組織捕捉装置又は吸引若しくはその組み合わせを、利用することができる。望ましいのは、内視鏡キャップ内に標的組織を置くのを補助する機構が提供されることである。

【0045】

内視鏡装置の作業チャンネルを通される捕捉装置が使用される場合に可能となる1つの利点は、内視鏡装置を損傷部位まで押し進めるための案内装置としてもこの捕捉装置を使用できることであろう。捕捉装置を利用することの他の利点は、外科用クリップを内視鏡キャップから外して配置する際に損傷部位に対する内視鏡装置の位置を維持するのを助けることができることである。

10

【0046】

図11は、本発明において利用できる組織捕捉装置の第1の実施形態を示している。図11において、組織捕捉装置6は、内視鏡装置1の作業チャンネル(図では見えない)を通じて配置されるものとして示されている。内視鏡キャップ及び外科用クリップは図11から図13には示されていないが、以上の説明から、これらのコンポーネント(構成要素)が内視鏡装置1においてどのように構成されるか分かる。組織捕捉装置6は、ネジ部を設けられたテーパ状中実部材として示されている。組織捕捉装置6の場合、標的組織の捕捉は、組織に組織捕捉装置6の遠位端部をねじ込むことによって行なわれる。ねじ込みは、内視鏡装置1のシース(外鞘体)全体を回転させることによって、または、例えば可撓性駆動シャフトのように、シース内で組織捕捉装置6を回転させることによって、行なうことができる。装置6が組織内に在るときに、組織を内視鏡キャップ内に引っ張ることができる。外科用クリップを配置した後、内視鏡装置1を除去する前に組織捕捉装置6のネジが緩められる。

20

【0047】

図12は、ネジ形組織捕捉装置8の代替実施形態を示している。組織捕捉装置8は、図11に関連して説明される組織捕捉装置6と同様に機能するが、組織捕捉装置8の設計は、図11のテーパ状中実設計に対してテーパ状パネタイプとして構成される。しかしながら、組織捕捉装置8は、組織捕捉装置6について説明されたのと同じように利用される。

【0048】

図13は、組織捕捉装置9の第3の実施形態を利用して標的組織の器官壁に配置されるとき連続的な段階を示している。図13の実施形態において、組織捕捉装置9は、少なくとも1つのJ字形かかり部を含んでいる。図13においては、第1の棘部9A及び第2の棘部9Bが示されている。棘部が内視鏡装置内に配置されているときには、棘部はJ字形に形成されておらず、強制的に細長い形状に構成されている。したがって、棘部はパネ式にJ字形に形成され、棘部が内視鏡装置の中に引っ込められると、棘部に対する内視鏡装置の壁の相互作用によってJ字形を形成しようとする付勢力に抗して棘部が伸ばされる。

30

【0049】

内視鏡装置1が標的組織に配置されると、鋭い棘部が、内視鏡装置1から又は棘部を収めるために内視鏡装置1内に含まれるカテーテルから、組織の中に向かって延出される。棘部が内視鏡装置1から延出されるとき、棘部は器官壁を刺し、棘部が内視鏡装置から出て標的組織に入ると内視鏡装置1はもはや棘部の端部を拘束しないので、棘部は組織内部で再びJ字形を形成し、それにより組織と係合してJ字形部材で組織を保持することができる。棘部は、組織を持ち上げ内視鏡キャップ内で組織を位置決めできるように、棘部をJ字形に維持するために十分なパネ力を持つように形成されている。この場合にも、外科用クリップの配置後、内視鏡装置を患者の体内から取り除く前に、棘部を内視鏡装置内に引っ込めることができる。本発明は、特定の数のJ字形棘部に限定されず、本発明には任意の数の棘部を利用できる。

40

【0050】

前に説明したように、本発明は、組織捕捉装置の特定の実施形態に限定されず、技術上周

50

知の多様な捕捉器具 / 鉗子のうち任意のものを本発明に利用することができる。

【 0 0 5 1 】

図 3 から分かるように、外科用クリップ 1 0 は内視鏡キャップ 4 から半径方向に延びているので、本発明においては患者体内にシステムを挿管するのを補助できる構造を含むことが望ましいかも知れない。外科用クリップが装着された内視鏡装置が例えば患者の口腔、気管及び食道に通されるとき、外科用クリップが患者を傷つけないことが望ましい。挿管を補助するためのいくつかの代替実施形態が提供される。

【 0 0 5 2 】

再び図 6 を参照すると、外科用クリップ 1 0 の配置に使用するため並びに挿管を補助するために、バルーン 3 0 0 を使用することができる。挿管を補助するために、外科用クリップ 1 0 に近接して配置されるバルーン 3 0 0 は、外科用クリップ 1 0 の半径方向に延びる直径を超える直径まで膨張させることができる。したがって、バルーン 3 0 0 が管腔壁に接し、それによって外科用クリップ 1 0 が管腔壁と接触しないようにする。バルーン 3 0 0 は、外科用クリップ 1 0 を配置させないように、しかも患者体内での外科用クリップ 1 0 の挿管を補助するように、部分的に膨張させることができる。このように、バルーン 3 0 0 が部分的に膨張させられるとき、外科用クリップ 1 0 に近接するバルーン 3 0 0 の部分 3 0 5 での直径は、外科用クリップの直径より大きくなる。

【 0 0 5 3 】

前述のバルーンと同様に機能する挿管を補助するための装置の代替実施形態が、図 1 4 に示されている。図 1 4 は、挿管機構 7 0 0 の第 2 の実施形態を示している。挿管機構 7 0 0 は、内視鏡キャップ 4 上に配設された発泡体部材から成る。あるいはまた、発泡体部材 7 0 0 を内視鏡キャップ 4 と一体的に成形することもできる。外科用クリップ 1 0 に近接する発泡体部材 7 0 0 の部分 7 0 5 における直径は、外科用クリップ 1 0 の直径より大きい。したがって、外科用クリップが患者体内に挿入されるとき、発泡体部材 7 0 0 のより大きい直径は、外科用クリップが挿入される管腔を外科用クリップが傷つけるのを防ぐ。

【 0 0 5 4 】

図 1 5 は、本発明に利用できる挿管機構 8 0 0 の第 3 の実施形態を示している。挿管機構 8 0 0 は、管状部材 8 0 4 に取り付けられる引き込み可能なカバー 8 0 2 から成る。カバー 8 0 2 は、カバー 8 0 2 が外科用クリップ 1 0 を覆う第 1 の位置とカバー 8 0 2 が外科用クリップ 1 0 の上に被さらない第 2 の位置との間でチューブ 8 0 4 を動かすことによって移動可能である。外科用クリップ 1 0 にカバー 8 0 2 を被せることによって、管腔の壁は外科用クリップ 1 0 による損傷の可能性から保護される。カバー 8 0 2 は、図 5 において説明されるのと同様の管状部材に取り付けられ、標的的病変が確認されたら、挿管後に外科用クリップ 1 0 を覆った状態から後に動かすことができる。

【 0 0 5 5 】

あるいはまた、管状部材 2 0 0 を含む図 5 に示されている配置装置の第 2 の実施形態にカバー 8 0 2 を組み込むことができる。管状配置装置にカバーが組み込まれているこの実施形態においては、カバーは、外科用クリップが管状部材によって配置されるまで引っ込められない。

【 0 0 5 6 】

図 1 6 は、挿管機構 9 0 0 の第 4 の実施形態を示している。図 1 6 に示されているように、管腔壁を保護するために、技術上公知であり例えば口腔から胃又は十二指腸球部まで延びる挿管オーバーチューブ 9 0 0 も利用することができる。オーバーチューブは、挿管前に、外科用クリップを装着済みの内視鏡装置に被せて配置することができる。挿管機構のこの実施形態の利点は、複数のクリップが必要とされる場合に比較的簡単に複数回の挿管が可能である点である。他の利点は、オーバーチューブが、灌注、吸引及び補助装置用通路に使用できる作業用内腔を含むことができる点である。第 3 の利点としては、配置の際に、オーバーチューブが内視鏡装置の付加的支持となって、内視鏡装置の動きに反する力に耐えるのに役立つことが考えられる。

【 0 0 5 7 】

次に、本発明の原理による外科用クリップを配置するための手順の実施形態についてさらに説明する。まず、臨床医は、内視鏡装置を使って、標的潰瘍又は病変を視覚的に診断する。診断後、内視鏡装置が引き抜かれ、外科用クリップが装着された内視鏡キャップが内視鏡装置に取り付けられる。診断のための挿管前に他の要因のために出血が生じていると臨床医が判断し、そのため臨床医が診断のための挿管前に内視鏡装置に外科用クリップを装着する必要があることを特記しておく。

【0058】

内視鏡は、損傷部位付近に配置されるように操作される。活発な出血がある場合、臨床医は視界をよくするために内視鏡の作業チャンネルを使って傷を洗浄することができる。活発な出血がある場合又は裂傷が切迫している場合、臨床医は、内視鏡の作業チャンネルを通じて注射針によって硬化/血管収縮薬を注入することができる。その目的は、外科用クリップを付ける間、一時的に視界を良くしておくことである。灌注により視界を良くするために薬の投与装置を使用することもできる。また、臨床医は、同じ理由で熱装置（灌注を含めて）を使って損傷部位を予備治療することもできる。さらに、臨床医は、外科用クリップとの組み合わせ治療として注入及び/又は熱療法を利用することもできる。

【0059】

外科用クリップを使うことを決断したときには、前述のように、標的組織をまず内視鏡キャップの内部に入れる必要がある。ここで、組織の操作のために内視鏡の作業チャンネルを利用することができる。組織を内視鏡キャップの中に吸い込んで、外科用クリップの配置中に内視鏡の位置を維持するために作業チャンネルを通じて吸引が行なわれる前に、内視鏡キャップを操作して損傷部位に近接させ、これに接触させることができる。同じく前述のように、組織を捕捉して内視鏡キャップの中に引っ張るために、内視鏡の作業チャンネルに組織捕捉装置を通すことができる。組織を捕捉した後、損傷部位まで内視鏡を押すための案内装置として組織捕捉装置を使用することもできる。前述のように、この捕捉方法の他の利点は、外科用クリップの配置中に内視鏡の位置を維持するのに役立つ点である。この場合にも、捕捉と吸引を組み合わせ使用することもできる。

【0060】

標的組織が内視鏡キャップ内にあるとき、外科用クリップは内視鏡キャップの端部から外して配置され、望みの機械的圧迫を生じさせるために損傷の周りの組織を圧迫する。

【0061】

この処置において、外科用クリップは永久的インプラント（移植装置）とするためのものではない。これは、永久的治癒が得られるまで所定の位置に留置されるためのもので、その期間は48時間から2週間であろう。外科用クリップ内で圧迫される組織は組織への血液供給不足のため及び/又は外科用クリップが組織に与える緩慢な切断作用のために死んでしまうため、外科用クリップは時間が経てば抜け落ちる予定である。抜け落ちた後、外科用クリップは、患者の通常の消化の一部として通過する。外科用クリップの貫入の深さは、粘膜下組織までは達するが、筋層を貫通して腹膜に穴を開けないものとする。

【0062】

外科用クリップは、主に、1回でうまく配置し止血を行なうためのものである。しかしながら、配置に失敗したり、場所が悪かったり又は病変が大きい場合には複数の外科用クリップを使用する必要があるかも知れない。複数のクリップが必要な場合、処置中に内視鏡キャップに追加のクリップを再装着することができる。例えば、外科用クリップを配置し、その後、内視鏡装置を患者の体内から除去することができる。その後、第2の外科用クリップを内視鏡装置に装着する。再装着された内視鏡装置を第2の外科用クリップの配置のために再び患者体内に挿入することができる。本発明は、配置のために内視鏡装置に予め装着され且つ1回の挿管処置で配置される複数の外科用クリップを組み込むことができることも企図されている。この複数の予め装着されたクリップは、複数ファイアリングバンド結紮装置に使用される方法と同様の方法で配置することができる。

【0063】

外科用クリップを配置するために代替処置が企図されている。前に説明したように、外科

10

20

30

40

50

用クリップは、オステナイト最終相で体内に配置される形状記憶合金から構成されるものとして説明されている。すなわち、接合部の材料は、外科用クリップが内視鏡キャップから外されて配置されるときに第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面が組織捕捉位置に戻るのに十分なエネルギーを接合部が蓄積するように構成されている。しかしながら、あるレベルのマルテンサイト相すなわち「柔らかい」相の外科用クリップを配置することによって、外科用クリップを構成するために形状記憶合金を効果的に使用することもできる。この場合、形状記憶材料のこの相においては、接合部が十分にその中にポテンシャルエネルギーを蓄積しないように形成される。マルテンサイト相の外科用クリップを装着することによって、外科用クリップの装着前に外科用クリップが内視鏡キャップに加える力を小さくして、外科用クリップの配置を補助することができる。外科用クリップが内視鏡キャップに配置されるとき、外科用クリップの第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面は通常互いに向かって付勢されているので、内視鏡キャップに力を加えることが分かるであろう。したがって、外科用クリップによって内視鏡キャップに加えられるこの力は、外科用クリップを内視鏡キャップから外して配置するために力を加える際には、不利になる可能性がある。したがって、外科用クリップがマルテンサイト相で内視鏡キャップに配置される場合、外科用クリップによって内視鏡キャップに加えられる力は、それほど大きくないので、内視鏡キャップからの外科用クリップの配置はより容易に行なうことができる。しかしながら、外科用クリップの材料相の変化が本発明において利用される場合、外科用クリップを配置するための代替手順が利用される。

10

【0064】

20

マルテンサイト相で外科用クリップがキャップに配置される、内視鏡キャップから外して外科用クリップを配置するための代替手順は、外科用クリップを「柔らかい」相でキャップに装着するステップを含んでいる。その後、組織が前に説明したように、内視鏡キャップの中に入れられる。外科用クリップは、前述の配置機構のうち任意のものによって配置され、外科用クリップの配置後、外科用クリップは標的組織を柔らかく圧迫する。内視鏡装置は損傷部位から僅かに引っ込められ、その後、外科用クリップは、例えば内視鏡を通じて熱水を供給することによって又は例えば係蹄、温鉗子など内視鏡を通じて配置できる二次加熱装置を使って外科用クリップに加熱電流を与えることによって、オステナイト最終 (A_f) 温度以上の温度に加熱される。マルテンサイト開始 (M_s) 温度は、体温より低いことが望ましい。電気加熱は、組織を焼灼することによって二次的利点を処置に与えることができ、有利である。

30

【0065】

以上、外科用クリップ10の第1の実施形態について検討したが、本発明は、外科用クリップについて特定の実施形態又はサイズに限定されるものではない。外科用クリップのサイズは、様々な処置において様々な内視鏡装置に使用するために変動しうる。図17から図33は、以下に説明するように、本発明による外科用クリップの代替実施形態を示している。

【0066】

図17は、本発明の原理による外科用クリップ20の第2の実施形態を示している。図17から分かるように、図1に示されている外科用クリップ10の第1の実施形態と異なり、外科用クリップ20は、より多くの数の歯21を含んでいる。このように、本発明は、第1の組織捕捉表面及び第2の組織捕捉表面に含まれる歯の特定の数に限定されない。さらに、歯のサイズ及び形状は変わり得る。例えば、各組織捕捉表面に複数の歯を設けると対照的に、各組織捕捉表面に単一の平坦な歯を設けることができる。単一の平坦な歯を設けることは、外科用クリップに高い締め付け力が与えられる場合に望ましいであろう。あるいはまた、歯の代わりに、2つの組織捕捉表面の間の境界面を波形として又は大きなピッチの浅い歯として形成することができる。この場合にも、本発明は特定の数又は形状の歯に限定されない。第1の組織捕捉表面と第2の組織捕捉表面との間の境界面は、外科用クリップが圧迫対象の組織から外れないようにし、しかも組織を時期尚早に切り取るほど侵襲的でない保持力を与えることが、唯一考慮しなければならないことである。

40

50

【 0 0 6 7 】

図 1 8 は、外科用クリップ 2 5 の第 3 の実施形態を示している。図から分かるように、外科用クリップ 2 5 は、それぞれ、第 1 の捕捉部及び第 2 の捕捉部が半円形部材として形成されている図 1 の実施形態と異なり、直線状部材として形成されている第 1 の捕捉部及び第 2 の捕捉部 2 6、2 7 を含んでいる。このように、捕捉部は、様々な幅の多様な形態で形成され得る。図 1 8 に示されているような平坦な形態の広い捕捉部を含むことの利点は、より大きな損傷部位を治療するために使用できることである。

【 0 0 6 8 】

前述の外科用クリップの実施形態は、組織捕捉位置にあるときに捕捉部の間に多少の隙間を形成する捕捉部を示しているが（組織を受容するための空間を許容するためにはこれが望ましい）、その代わりに、対向する捕捉部を通常閉じるようにすることができる。すなわち、時期尚早に組織を切り取ることなく捕捉表面の間の組織を圧迫するために締め付け力を弱めて互いと係合するようにすることができる。

10

【 0 0 6 9 】

2 つの捕捉表面を互いに接続する接合部の代替設計も様々な想定できる。これらの接合部の代替設計は、様々な望ましい力を加えることができ、他の外科処置に外科用クリップを使用できるようにし、あるいは、接合部形成に様々な材料を使用できるようにする。図 1 9 及び図 2 0 は、接合部が、図 1 に示されている外科用クリップ 1 0 の第 1 の実施形態において示されている接合部に比べて拡大された代替接合部設計を示している。さらに、図 1 9 及び図 2 0 の接合部の半円形部は、捕捉表面から外側に、すなわち捕捉面から離れるように、延びている。

20

【 0 0 7 0 】

図 1 9 から分かるように、外科用クリップ 3 0 の第 1 の接合部 3 1 及び第 2 の接合部 3 2 は、前に説明したものよりサイズが大きい。同様に、図 2 0 に示されているように、外科用クリップ 3 5 の第 5 の実施形態の第 1 の接合部 3 6 及び第 2 の接合部 3 7 も、外科用クリップ 1 0 の第 1 の実施形態と比べて拡大されている。接合部を大きくすることによって、接合部は、より大きな接合部材料全体に開放降伏力を行き渡らせる。これは、接合部を構成するために降伏点の低い材料が使用される場合には有利となるであろう。

【 0 0 7 1 】

図 2 1 は、代替接合部設計を含む外科用クリップ 4 0 の第 6 の実施形態を示している。図 2 1 から分かるように、第 2 の接合部 4 2 は、接合部の中点 4 2 A に付加的材料を含んでいる。第 1 の接合部 4 1 も同様に形成されている。接合部の中点に付加的材料を設けることによって、接合部による締め付け力を増すことができる。

30

【 0 0 7 2 】

図 2 2 は、外科用クリップ 4 5 の第 7 の実施形態を示しており、第 1 の接合部 4 6 及び第 2 の接合部 4 7 に捻り設計を含んでいる。接合部の捻り設計は、数字の 8 の形状を示している。接合部をこの形態に設計することによって、接合部に降伏点の低い材料を利用する場合高いポテンシャル力を与え得るという利点がある。

【 0 0 7 3 】

図 2 3 から図 3 1 は、接合部の代替実施形態を示しており、接合部に複数の及び / 又は異なるコンポーネントを利用している。図 2 3 から分かるように、第 1 の接合部 5 1 及び第 2 の接合部 5 2 に圧縮バネを利用している外科用クリップ 5 0 の第 8 の実施形態が示されている。圧縮バネは、捕捉表面の端部に接続され、捕捉表面を互いに向けて付勢してその組織捕捉位置にするために付勢力を提供する。

40

【 0 0 7 4 】

図 2 4 から図 2 6 は、接合部の代替実施形態を示しており、接合部組立体を構成するにあたって付加的コンポーネントとしてバネが使用されている。図 2 4 から分かるように、外科用クリップ 5 5 の第 9 の実施形態は、接合部組立体のコンポーネントとして第 1 の引っ張りバネ 5 6 A 及び第 2 の引っ張りバネ 5 7 A を含んでいる。引っ張りバネ 5 6 A、5 7 A は、それぞれ、接合部 5 6 及び 5 7 が第 1 及び第 2 の捕捉表面に付勢力を与えるのを補

50

助するために利用できる。同様に、図24に示されるように、接合部56の関節点56Bには、加えられる力のほとんどがバネによって制御されるように、ノッチが設けられている。同様に、第2の接合部57には、関節点57Bにノッチが設けられている。あるいはまた、バネが組織捕捉表面に閉鎖力全体を与えるように、関節点はピンによる旋回点として形成することができる。

【0075】

図25は、外科用クリップ60の第10の実施形態を示しており、第1の接合部61及び第2の接合部62のコンポーネントとして捻りバネ61A及び62Aを含んでいる。図24のバネと同様に、捻りバネ61A及び62Aは、組織捕捉表面に閉鎖力を与えるのを補助するために利用できる。捻りバネによって加えられる力は、第1及び第2の接合部の基

10

【0076】

同様に、図26は、外科用クリップ65の第11の実施形態を示しており、捻りバネ66Aを含む第1の接合部66と、第2の捻りバネ67Aを含む第2の接合部67とを有している。捻りバネ66A及び67Aはこれまでの実施形態において説明されているように機能する。

【0077】

図27から図31は、外科用クリップの代替実施形態を示しており、接合部のコンポーネントとしてエラストマバンドを含んでいる。図27から分かるように、第1の接合部71及び第2の接合部72を有する外科用クリップ70の第12の実施形態が示されている。エラストマバンド71Aは第1の接合部71のコンポーネントとして含まれ、エラストマバンド72Aは第2の接合部72のコンポーネントとして含まれる。図27から分かるように、エラストマバンド71A及び72Aは、組織捕捉部が組織受け入れ位置に動くときに伸びるように、したがって長くなれるように形成されており、それぞれの接合部が捕捉部を組織捕捉位置に戻すための付勢力を捕捉部に加えるのを補助する。外科用クリップ70のこの実施形態においては、エラストマバンド71A及び72Bは、例えばピン又はネジなどの取り付け機構を利用するなどによって、それぞれ、第1の接合部71及び第2の接合部72に取り付けられる。エラストマバンドは、それぞれの接合部の外側表面に取り付けられる。図27から分かるように、第1の接合部71はその旋回点にノッチを含み、第2の接合部72はその旋回点にノッチ72Bを含んでいる。

20

30

【0078】

図28は、外科用クリップ75の第13の実施形態を示しており、第1の接合部76及び第2の接合部77の部品としてそれぞれエラストマバンド76A及び77Aを含んでいる。図27の実施形態と異なり、図28の実施形態は、接合部の外側表面に取り付けられるのではなくそれぞれの接合部の周りに配置される楕円形のエラストマバンドを含んでいる。さらに、図28の実施形態においては、第1の捕捉表面を第2の捕捉表面に付勢する付勢力全体がエラストマバンドだけによって与えられるように、第1の接合部76はピンによる旋回点76Bを含み、第2の接合部77はピンによる旋回点77Bを含んでいる。

【0079】

図29は、同じく、外科用クリップ80の第14の実施形態を示しており、第1の接合部81のコンポーネントとしてエラストマバンド81Aを含み、第2の接合部82のコンポーネントとしてエラストマバンド82Aを含んでいる。図29のエラストマバンドは、楕円形の部材がそれぞれの接合部の周りに配置されている図28の実施形態と同様の方法でそれぞれの接合部に配置される。しかしながら、図28の実施形態と異なり、図29の実施形態においては、エラストマバンドが第1及び第2の捕捉表面に付勢力を与えるのを補助するように、すなわち全付勢力を与えないように、第1の接合部81はノッチ付き旋回点81Bを含み、第2の接合部82はノッチ付き旋回点82Bを含んでいる。第1及び第2の接合部の基材も、第1及び第2の捕捉表面に付勢力を与える。

40

【0080】

50

図30は、本発明の原理による外科用クリップ85の第15の実施形態を示している。外科用クリップ85も第1の接合部86及び第2の接合部87を有し、接合部86及び87の両方の周りに被せて配置される単一のエラストマバンド88を含んでいる。したがって、外科用クリップの各接合部に1つずつ、2つのエラストマバンドが利用される上述した実施形態と異なり、図30の実施形態は、第1及び第2の捕捉部に付勢力を与えるのを補助できる又は第1及び第2の捕捉表面に付勢力全体を与えることのできる単一のエラストマバンドを利用している。

【0081】

図31は、外科用クリップ90の第16の実施形態を示している。この場合にも、外科用クリップ90は、第1の接合部91及び第2の接合部92を有し、それぞれエラストマバンド91A及び92Aが各接合部に含まれている。エラストマバンド91A及び92Aは、第1及び第2の捕捉表面に付勢力を与えるのを補助するか、または捕捉表面に付勢力全体を与えることができる。しかしながら、図31の実施形態は、図28及び図29の実施形態と異なり、それぞれの接合部全体に配置される細長いエラストマバンドを含んでいる。したがって、エラストマバンドは、これが配置される接合部の形状に合わせて全体的に三角形に成形される。

【0082】

前述したように、外科用クリップが組織受け入れ位置で内視鏡キャップに配置されるとき、外科用クリップの組織捕捉表面は内視鏡キャップに力を加えることがあり、この力は外科用クリップを不都合に内視鏡キャップから外して配置させることがある。したがって、外科用クリップを組織受け入れ位置に維持するのを補助でき且つ外科用クリップが内視鏡キャップに加える力を減少するのに役立つロック機構を外科用クリップに設けることが望ましいであろう。しかしながら、外科用クリップがひとたび内視鏡キャップから外されて配置されたら、外科用クリップの組織捕捉表面が組織捕捉位置に戻ることができるように、ロックは接続接合部によって加えられる付勢圧力の下で解除される。図32及び図33は、この種のロック機構を設けるための可能な2つの案を示している。

【0083】

図32は、外科用クリップ94の第17の実施形態を示しており、ロック機構の第1の実施形態を含んでいる。ロック機構95は、外科用クリップ94の第1の側の第1の端部に複数のノッチ95Aを含み、外科用クリップ94の第1の側の第2の端部に爪95Bを含んでいる。外科用クリップ94が組織受け入れ位置にされると、爪95Bは、複数のノッチ95Aのうち1つに受容されて、外科用クリップ94が内視鏡キャップから外されて配置されるまで、これを組織受け入れ位置にロックするのを補助する。前述したように、外科用クリップ94が内視鏡キャップから外されて配置されるとき、捕捉表面を組織捕捉位置に戻すために接合部96によって加えられる付勢力は、爪95Bがノッチ95Aのうちの1つから外れて外科用クリップ94が組織捕捉位置に戻れるように、爪95Bとノッチ95Aの間の係合力に打ち勝つだけの大きさを持つ。図32から分かるように、外科用クリップ94の第2の側も爪とノッチのロック機構を含んでいる。

【0084】

図33から分かるように、ロック98の第2の実施形態を含んだ外科用クリップ97の第18の実施形態が示されている。ロック98は、図32に示されているロックと同様に作動するが、インターロック機構は、ここでは、外科用クリップ97の一端部の片側に形成されたスロット98A内に受容されるボール接合部98Bを利用している。この場合にも、ロック98は、外科用クリップ97を組織受け入れ位置に保持するのを補助し、外科用クリップ97が内視鏡キャップから外れて配置された後で外れて、接合部99は捕捉表面を互いに向けて付勢して、組織捕捉位置にする。同様に、外科用クリップ97の第2の側もロック98を含むことができる。

【0085】

外科用クリップを内視鏡キャップから外して配置するのを補助するためのその他の代替設計が考えられる。例えば、内視鏡キャップは、外科用クリップと内視鏡キャップとの間の

10

20

30

40

50

摩擦力を最小限に抑えるような表面を含むことができる。このような表面は、外科用クリップと内視鏡キャップとの間の摩擦力を最小限に抑えるための多様な表面処理を含む硬い滑らかな表面で構成することができる。

【 0 0 8 6 】

あるいはまた、外科用クリップによって内視鏡キャップに加えられる締め付け力を減少するために利用できる別の機構として、カムタイプのヒンジが考えられる。カムタイプのヒンジは、外科用クリップが組織受け入れ位置にあるときに外科用クリップによって内視鏡キャップに加えられる閉鎖力を減少させる。外科用クリップが配置されたときには、外科用クリップの全閉鎖力が使用される。このカムタイプのヒンジは、複合アーチェリーの弓に使われる設計及び概念と同様のものである。

10

【 0 0 8 7 】

別の実施形態においては、本発明は、組織捕捉表面が離れている開放位置と、組織捕捉表面が接している閉鎖位置とを有する外科用クリップを含んでいる。変形可能な外科用クリップは、例えば以下に説明する配置機構によって外部から加えられる力の結果として開放位置から閉鎖位置に動く。開放位置において、変形可能な外科用クリップを患者の体内に挿入して、希望の位置に配置することができる。変形可能なクリップは、その後、組織を捕捉表面の間に置いたまま閉鎖位置に動かされるので、組織はクリップによって圧迫される。

【 0 0 8 8 】

図 3 4 は、変形可能な外科用クリップを配置するために使用される装置例の 1 つの実施形態の分解図である。変形可能なクリップ 1 1 0 は、まず、ピストン脚と、内視鏡 1 1 4 と、本体 1 1 6 と、支点部と、摺動スリーブ 1 2 2 とを含む配置装置 1 2 0 に装着される。さらに、配置装置 1 2 0 は、内視鏡止め 1 2 4 と、ピストンスペーサ 1 2 6 とを含むこともできる。

20

【 0 0 8 9 】

変形可能な外科用クリップ 1 1 0 は、図 3 5 及び図 3 6 にさらに詳細に示されている。図 3 5 のクリップ 1 1 0 は、クリップ 1 1 0 が配置装置 1 2 0 に装着されるとき最初の非変形形態で示されている。使用の際、クリップ 1 1 0 は組織の上に置かれ、未変形クリップの平面に垂直な方向に組織に向かって押圧点 1 2 8 に力が加えられる。同時に、関節点 1 3 0 においてクリップに反対の力が加えられる。この力の組み合わせによって、クリップ 1 1 0 は関節点 1 3 0 で曲がって、図 3 6 に示されている形態に折れ曲がる。この形態において、組織捕捉縁端 1 3 2 は選択された組織を挟んで、締め付ける。

30

【 0 0 9 0 】

図 3 7 に示されているように、クリップ 1 1 0 は、配置装置 1 2 0 の本体 1 1 6 の先端に取り付けられる。1 つの例示実施形態においては、配置装置 1 2 0 の本体 1 1 6 は、どこにクリップ 1 1 0 が配置されるか操作者が視認できるように、内視鏡の先端に取り付けることができる。クリップ 1 1 0 は、支点部 1 1 8 によって本体 1 1 6 内の所定の位置に保持されている。支点部 1 1 8 は、関節点 1 3 0 でクリップ 1 1 0 と接触する。ピストン脚部 1 1 2 が図において矢印で示されている F 方向の力を押圧点 1 2 8 に加えると、支点部 1 1 8 は、クリップ 1 1 0 が動くのを防ぎ、クリップ 1 1 0 に反対の力を加える。すると、クリップ 1 1 0 は支点部 1 1 8 の作用により関節点 1 3 0 で折り重なる。

40

【 0 0 9 1 】

図 3 8 は、ピストン脚部 1 1 2 及び支点部 1 1 8 の結合作用によってクリップ 1 1 0 が折れ重なった形態を示している。ピストンによって押されるピストン脚部 1 1 2 は、F 方向に動いて、図 3 8 に示されているようにピストン脚部 1 1 2 を通り抜けさせる角度に曲がるまでクリップ 1 1 0 の押圧点 1 2 8 を押す。この時点で、クリップ 1 1 0 は既に閉鎖形態に変形しており、組織捕捉縁端 1 3 2 はしっかりと組織をつかんでいるが、支点部 1 1 8 によってまだ本体 1 1 6 内部に保持されている。

【 0 0 9 2 】

図 3 9 は、変形したクリップ 1 1 0 を本体 1 1 6 からどのように解放するかについての例

50

示実施形態を示している。この実施形態においては、支点部 118 は、関節点 140 の周りを旋回することができる。図 38 に示されている第 1 の位置においては、支点部 118 は旋回点 130 と接しており、クリップ 110 の解放を防止する。第 2 の位置においては、支点部 118 はクリップ 110 から離れるように回転して、クリップを本体 116 から解放できるようにする。クリップ 110 は、ピストン脚部 112 の F 方向のさらなる動きによって又はクリップ 110 が組織に取り付けられた後で配置装置を引き抜くことによって、解放され得る。

【0093】

図 39 を参照して説明される実施形態においては、支点部 118 は、第 1 の位置と摺動スリーブ 122 が作動された後の第 2 の位置との間で動く。摺動スリーブの動きが支点部を旋回させるように、支点部 118 をリンク装置によって摺動スリーブに接続することができる。あるいはまた、例えばバネによって、支点部 118 を第 2 の位置に付勢し、摺動スリーブ 122 によって覆われるときに第 1 の位置に保持することができる。摺動スリーブ 122 が図 39 に示されているように F2 の方向に動かされると、支点部 118 は第 2 の位置に自由に動くことができるようになる。摺動スリーブ 122 又は同様の素子の動きを支点部 118 の軸旋回に結びつけるためのその他の公知の方法を、本発明の範囲内で使用することができる。

【0094】

摺動スリーブ 122 は、多様な公知の方法で作動することができる。例えば、図 40 に示されている制御ケーブル 134 を利用することができる。制御ケーブル 134 は、操作者がケーブルを伸縮させて摺動スリーブ 122 を支点部 118 向きに及びその反対に動かせるように、患者の体外の制御ハンドルアクチュエータ 136 に接続できる。空気圧、機械又は液圧制御など内視鏡の遠位端部で装置を作動するための他の任意の公知の方法を、摺動スリーブ 122 を制御するために使用することができる。

【0095】

ピストン及びこれに対応するピストン脚部は、例えばピストンと本体 116 との間の空間 138 に注入される加圧流体によって、作動することができる。配置装置 120 からの流体の漏出を防ぐために必要に応じてシール又は Oリングを使用することができる。空間 138 により多くの流体が注入されると、ピストンはさらに F 方向に動く。1つの実施形態においては、配置装置 120 を目盛り付き流体力発生器 142 に接続するチューブ 140 によって流体を供給することができる。流体力発生器 142 は、手動ピストンとすることができ、目盛り付き弁など規定の圧力で流体を放出するための力校正コンポーネントも含むことができる。1つの実施形態においては、流体力発生器は、患者の体外の内視鏡 144 の近位端部付近に配置することができる。

【0096】

図 40 に示されているように、加圧流体を注入する前にラインから空気を取り除くために注射器 148 又はその他の同様の装置をチューブ 140 に接続することができる。空気は圧縮可能なので、空気を取り除くことによって、ピストンに対してより正確に力を加えることができる。

【0097】

クリップの変形を補助する支点部、変形中にクリップを所定の位置に保持する支点部、クリップを解除するために引っ込めることができる支点部といったさまざまな支点部を有した本発明の様々な実施形態が開発された。図 41 に示されている 1つの例示実施形態においては、支点部 150 は、装置の本体 116' と一体的である。クリップ 110 が閉鎖形態に変形された後、ピストンの継続する動きは支点部 150 のカム表面 152 を作動させるので、係合部 153 はクリップ 110 と反対方向に動く。したがって、クリップ 110 は解放されて、ピストン 114 のさらなる行程によって本体 116' から押し出される。

【0098】

図 42 は、支点 154 が摺動スリーブ 122' のカム表面によって動かされる本発明の別の実施形態を示している。摺動スリーブ 122' は、ピストン 114 から独立して又はこ

10

20

30

40

50

れと連結して、作動することができる。摺動スリーブ122'がG方向に動くと、支点部154のカム従動子はカム表面155によって半径方向外向きに動かされる。このようにして、支点部154はクリップ110との係合を解除され、クリップは装置から解放される。

【0099】

図43は、摺動スリーブを使用しない支点部の実施形態を示している。この例においては、支点部156は本体116'の内壁と一体であり、内壁は円筒形であることが望ましい。支点ピストン158は、第1の位置と第2の位置との間で支点部156を動かすために使用される。この例においては、支点部156は、通常、図に示されているように、クリップと係合しない開放位置にある。クリップが装置に装着されると、変形前に、支点ピストン158が作動されて下向きに動くので、支点部156はクリップ110と係合する。クリップ110が変形した後、逆の順序で、クリップは解放される。

10

【0100】

図44は、支点部160が本体116の取り外し可能区分162上に形成されている別の実施形態を示している。この例においては、ピストンがクリップ110を変形した後、ピストンによる継続的な圧力が取り外し可能区分162を分離して、クリップを解放する。

【0101】

あるいはまた、クリップが変形した後にピストンからの力の増大によって脆い部分を破損させてクリップ110を支点部から解放するように、支点部と係合するクリップ110の部分を脆くすることができる。図45に示されている例においては、クリップ110の関節点130'は、裂け目166と、支点部が通る穴164とを含んでいる。クリップ110が変形した後、ピストンによって加えられる付加的な圧力は関節点130'を裂け目166に沿って分離させ、クリップ110を支点部から解放する。

20

【0102】

図46に示されているさらに別の実施形態においては、配置装置は、クリップ110を変形してこれを配置するために必要な力を発生する歯車164及びラック165、166を含んでいる。この例においては、クリップ運び台168がクリップを保持し、作動ケーブル170が、歯車164によって内側ラックに結合される外側ラック165を引っ張る。ケーブル170が作動させられると、外側歯車ラック165の直線的動きが歯車164に伝えられる。心棒を通じて運び台168に取り付けられる歯車164は、回転させられる。内側ラック166は運び台168に沿って直線的に横断する。この実施形態において、内側ラック166は、クリップを変形し配置するための手段として作用する。実際、内側ラック166は、図8の部材422又は図38の部材122と同様に作用する。

30

【0103】

図47及び図48は、支点部がクリップ174と一体である本発明の別の実施形態を示している。クリップ174が内視鏡キャップに装着されると、支点172は図47に示されている状態から図48に示されている状態に一時的に変形する。これによって、クリップ174を曲げられるように支点172を必要な位置にする。力が(ピストン又は本開示において説明されるその他の手段によって)クリップ174に加えられ、クリップが組織に押し付けられた後、支点172が解放され得る。クリップが内視鏡キャップから解放されるように、支点172は、図48の位置から解放されて、図47の位置に戻らなければならない。

40

【0104】

本発明による外科用クリップの別の実施形態において、クリップは、剛性のリング部及びリング部にヒンジ接続されリング部から延びる複数の脚部を含む多脚クリップ(MLC)である。脚部は、開放形態と閉鎖形態との間で動くことができ、閉鎖形態のときに体組織を圧迫するように設計される。

【0105】

図49は、リング部210及び多脚部212を含むMLC208の1つの実施形態を示している。リング部210に対する脚部212の相対的な位置を制御するためにラチェット

50

機構 2 1 4 を使用することができる。例えば、ラチェット機構 2 1 4 は、脚部 2 1 2 が開放位置から閉鎖位置に自由に動くようにするが、反対方向には動かないようにする。

【 0 1 0 6 】

段階的な動きも可能である。図 5 0 に示されているように、脚部 2 1 2 はヒンジ 2 1 6 を通じてリング 2 1 0 上で回転する。形成されたノッチ 2 1 8 は、脚部 2 1 2 の一端部と協働して、予め定められたステップで脚部 2 1 2 が開放位置 A から閉鎖位置 C に簡単に動けるようにするが、反対方向への動きを許容しないラチェットを形成する。

【 0 1 0 7 】

脚部自体は様々な形状を有し得る。脚部の形状及び位置を変えることによって、組織圧迫の力、閉鎖中に M L C の脚部が描く弧及び M L C によって圧迫される面積の全体的サイズを変えることができる。例えば、図 5 1 c 及び 5 1 d に示されているように脚部の断面積の面積を大きくするか長さ方向にブレースを追加することによって、図 5 1 a の基本形態に比べて脚部の剛性が増す。その結果、組織圧迫の力が大きくなる。図 5 1 e に示されるような脚部のテーパ状端部は、脚部の端部の間により多くの空間を作るので、より多くの脚部を M L C に付けられる。しかしながら、この設計は、組織をより小さい力で圧迫する傾向がある。図 5 1 a 及び 5 1 b は、脚部の異なる先端を示しており、図 5 1 a の鈍い先端はより多くの組織をつまむ傾向があるのに対して、図 5 1 b の鋭い先端部は、挟まれた組織をよりしっかりつかむ傾向がある。

10

【 0 1 0 8 】

M L C 装置 2 0 8 は、図 5 2 に示されている開放位置のときに内視鏡によって体内の標的部に配置される。脚部 2 1 2 は、M L C 2 0 8 が圧迫対象の組織の上に配置された後、配置装置によって図 5 3 に示されている閉鎖位置に動かされる。

20

【 0 1 0 9 】

M L C 2 0 8 は、一定レベルの生体適合性を有する材料で作ることができる。例えば、M L C は、以下で特に説明する一体ヒンジ設計の場合には、ポリエチレン（高密度、高分子量又はは超高分子量ポリエチレン）で作ることができる。あるいはまた、M L C は、ポリプロピレン、非常に生体適合性が高く非常に剛性のポリテトラフルオロエチレン及び同じく剛性のポリウレタンで作ることができる。材料が剛性を有していればそれだけ、M L C が組織に加えることのできる圧迫力は大きくなる。異なる例示実施形態においては、リング部 2 1 0 及び脚部 2 1 2 を異なる材料で作ることができ、ステンレス鋼及びチタンなどの金属を一方又は両方のコンポーネントに使用することができる。移植可能な複合材料及びセラミックも使用できる。M L C の材料の生体適合性は装置の力学には関係がないが、M L C が生体に使用される場合には、上で説明したように M L C は生体適合性を有していなければならない。

30

【 0 1 1 0 】

図 5 4 は、M L C、及び内視鏡に取り付けられる関連デリバリ装置を示している。デリバリ装置 2 2 0 は、内視鏡 1 4 4 の遠位端部に取り付けられ、M L C 2 0 8 と、保持装置 2 2 2 と、要求されるアクチュエータとを含んでいる。M L C 2 0 8 の本体は、内視鏡 1 4 4 の外径にぴったり合うリング部 2 1 0 によって構成されている。保持装置 2 2 2 は M L C 2 0 8 が滑り落ちるのを防ぐために使用することができ、可動留め具を含むことができる。M L C 2 0 8 が配置されると、留め具が引っ込められて、M L C 2 0 8 は内視鏡の 1 4 4 の端部から滑り落ちることができる。

40

【 0 1 1 1 】

M L C 2 0 8 の脚部 2 1 2 用アクチュエータの例示実施形態が図 5 5 に示されている。この実施形態において、脚部 2 1 2 は、その先端部でケーブル 2 2 4 に接続されている。ケーブルは内視鏡に沿って内視鏡 1 4 4 の近位部分まで延びている。したがって、操作者は、ケーブル 2 2 4 を引っ張るだけで圧迫対象の組織の周りで脚部 2 1 2 を閉じさせることができる。

【 0 1 1 2 】

作動機構の第 2 の実施形態が図 5 6 に示されている。この例においては、ピニオン歯車 2

50

26は、例えばピニオン歯車226の軸に取り付けられる糸又はひも229を引っ張ることによって、遠隔操作で回転する。糸又はひも229も内視鏡144の中に通すことができる。ピニオン226の回転は、ラック228を動かし、それによって脚部212を組織の周りで閉じさせる。

【0113】

あるいはまた、脚部212をバネ230などの弾性装置によって作動させることができる。バネは図57に示されている捻りバネとすることができる。バネ230は、リング部210に取り付けられ、脚部212を閉鎖形態にするために脚部212に力を加える。MLC208が圧迫対象の組織上の所定の位置に置かれるまで、脚部212を開放形態に維持するための公知の方法を使用することができる。ひとたび解除されたなら、MLC208のバネ230は組織上で脚部212を閉じさせる。

10

【0114】

別の実施形態においては、内視鏡144に被せて外側シース232を摺動可能に配置することができる。図58の第1のフレームに示されている後退位置のとき、シース232は、脚部212を妨害せず、脚部は開放形態である。図58の第2のフレームに示されるようにシース232が伸長位置に押されると、シースは脚部212を閉じるので、脚部212の間にある組織を圧迫する。

【0115】

図59に示されている配置機構のさらに別の例においては、脚部212の上部を押して脚部を閉鎖形態にするために単数又は複数のピストン234が使用されている。ピストン234は、例えば内視鏡144の近位端部から遠位端部まで延びるシリンダ236を通じて注入される生理食塩水などの流体によって作動することができる。

20

【0116】

図60は、MLC208をデリバリ装置220から分離するための解放機構の実施形態を示している。この例においては、MLC212の上縁端とデリバリ装置220の下縁端との間に縫合部238が形成されている。縫合部238は、内視鏡に沿って近位端部まで延びる一端部を有する糸又はひも240によって構成されている。脚部212が組織を圧迫するために閉じられた後、縫合部238がほどけるように内視鏡144の近位端部で糸又はひも240が引っ張られて、MLC212はデリバリ装置220から解放される。

【0117】

解放機構の別の実施形態が図61に示されている。この例においては、エラストマシール242がMLC208のリング部210をデリバリ装置220の下端部に付着させる。MLC208が配置された後、糸又はひも240'が内視鏡144の近位端部から引っ張られると、糸又はひもはエラストマシール242を切り開いて、MLC208を解放する。

30

【0118】

解放機構の代替実施形態が図62、図63及び図64に示されている。図62に示されている例においては、リング部210から延びる形成された突起244とデリバリ装置220に形成される対応する溝245との間にスナップ嵌めが形成される。MLC208が組織の周りで閉じられたなら、MLC208をデリバリ装置220から解除するためにMLCに力を加えることができる。例えば、力は、脚部212を閉じるために使用されるのと同じピストン234によって、または内視鏡144の近位端部から操作可能なワイヤ装置又は別個のピストンによって、加えられ得る。

40

【0119】

図63は、リング部210から延びる留め具246がデリバリ装置220に形成される溝248と係合する別の留め具形態を示している。MLC208が組織に取り付けられた後、ピストン234'は留め具246を溝から離れるように反らせて、MLC208をデリバリ装置から解放する。ピストン234'は、脚部212を閉じるのと同じピストンでもよいし別個のピストンでも良い。あるいはまた、図64に示されているように、留め具246'をデリバリ装置220に形成し、溝248'をリング部210に形成することができる。この場合、留め具246'を溝248'との係合から解除するためにピストン又は

50

シース 250 を動かすことができる。

【0120】

脚部 212 とリング部 210 との間のヒンジの設計は、MLC 208 の機能及び製造方法の両方に影響を及ぼす。脚部 212 及びリング部 210 が一体的に形成される実施形態においては、図 66 に示されているように、接続は一体ヒンジである。この形態はより複雑な鋳型を必要とするが、組み立てステップを単純化させる。さらに、脚部 212 が自然に開放位置になるように脚部を形成して、配置を単純化させることができる。

【0121】

脚部の位置に応じて、ヒンジをリング部 210 の上縁端又は下縁端のいずれかに配置することができる。図 65 に示されているように、脚部 212 がリング部 210 の外側に配置される場合、ヒンジ 216' は上縁端に配置されることが望ましい。図 66 に示されているように、脚部 212 がリング部 210 の内側に配置される場合、ヒンジ 216 はリング部 210 の下縁端にあることが望ましい。

10

【0122】

図 67 に示されている別の実施形態例においては、一体ヒンジはピン接合部に置き換えられる。この例においては、ピン 252 は脚部 212 内に形成され、ピン受け穴 254 がリング部 210 に形成される。ピンがリング部 210 から延びている反対の構造を使用することもできる。ピン構造が使用されているとき、脚部 212 及びリング部 210 を別個に、別の材料で作ることができる。しかしながら、挿入を容易にするために脚部を閉鎖形態又は開放形態にするためにヒンジ又はバネを使用する必要があるであろう。例えば、脚部 212 を開放形態に維持するために図 68 にラッチ 256 が示されている。

20

【0123】

別の実施形態においては、脚部 212 をリング部 210 に取り付けるために 4 本棒機構を使用することができる。図 69 に示されているように、上部棒及び下部棒 258、260 は、脚部 212 が回転して内側に傾いて閉鎖位置になれるようにする。4 本棒ヒンジを作動させるために、ケーブル、歯車又はピストンなど上述の作動機構のうち任意のものを使用することができる。

【0124】

本発明の範囲内において、脚部の軸回転運動を制御するために使用されるスナップ嵌め機構の様々な設計を使用することができる。スナップ嵌めの設計は、脚部の閉鎖位置及び圧迫対象の組織に対して脚部が加える力を調整できるようにする。図 66 は、脚部 212 の上部と係合する複数のスナップ 264 を有するスナップ嵌め部 262 を示している。この設計は、脚部が閉じるとき脚部 212 とスナップ嵌め部 262 との間の干渉を一定に保つ。この設計はまたより多くの脚部を MLC 208 に取り付けることを可能にするので、加えられる圧迫力の可変性を大きくすることができる。

30

【0125】

図 70 は、同様の構成であるが、スナップ嵌め部 262' が上部ではなく側面で脚部 212 に係合する構成を示している。この例においては、各スナップ 264' は残余のものより大きくすることができ、脚部 212 とリング部 210 との間の干渉を増大することによって圧迫力を増すことができる。

40

【0126】

図 71 に示されているように、スナップ嵌め部 266 は、脚部 212 とリング部 210 との間の代わりに 4 本棒機構のヒンジに使用することができる。この設計は、リングに対して相対的な脚部の垂直運動及び角運動の分離及び制御を可能にする。

【0127】

ラチェット設計も、ラチェットの歯を脚部に形成して反対にすることができる。例えば、図 72 に示されているように、脚部 212 は、リング部 210 に取り付けられるバネ式爪 270 と協働するラチェット 269 を持つことができる。このように、MLC 208 により多くの脚部を取り付けて組織の圧迫により大きな融通性を与えることが可能である。

【0128】

50

本明細書において説明される本発明のコンポーネントの様々な実施形態は、本発明の範囲内で特定の用途に合わせて必要に応じて適合させることができる。

【0129】

本発明は、多様な用途及び外科処置の任意のものに利用できる。本発明は、出血性又は出血の可能性のある消化性潰瘍（胃又は十二指腸）をクリップで留めるための内視鏡処置に利用できるが、本発明の他の用途も考えられる。例えば、本発明は、あらゆる出血性又は出血の可能性のある胃腸病変に利用できる。その中には、従来の治療の現在公知のあらゆる適応症が含まれる。その一部は次の通りである。

- ・食道静脈瘤及び潰瘍
- ・マロリ - ヴァイス裂傷
- ・胃糜爛
- ・食道炎
- ・糜爛性十二指腸炎
- ・腫瘍
- ・血管形成異常
- ・出血性ポリープ柄
- ・憩室出血

10

【0130】

臨床誘発性損傷のためにその他の内視鏡処置の効能を開発することができる。全てを含むものではないが代表的なものとして次のようなものがある。

20

- ・胆嚢摘出中の胆嚢穿孔の腹腔鏡修復
- ・生体組織検査又は粘膜切除による穿孔の修復
- ・生体組織検査又は粘膜切除による過剰な出血の修復
- ・不完全な切除の修復
- ・GI管腔を通じて胆嚢、肝臓及び膵臓の外側など他の解剖学的部位に近づくために引き起こされた損傷の閉鎖
- ・結腸鏡に関連する結腸穿孔

【0131】

外科用クリップ及びデリバリシステムは血管にも使用できる。外科用クリップ及びデリバリシステムの小型化によって血管修復が可能になる。視覚確認は、直接、放射線撮影、MRI又は音波のいずれでもよい。用途は、最小限に侵襲的な手術、動脈瘤修復及びグラフ/インプラント付着である。

30

【0132】

前述の通り、本発明は、穿孔された組織の創端を接合し、これを圧迫することによって管腔内部から器官穿孔を閉じることを含めて、多様な処置のどれにでも利用することができる。

【0133】

開示される実施形態は本発明を実施するための多様な方法の例である。本発明の精神及び範囲から逸脱することなく当業者は他の実施形態を実施することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】 本発明の原理による組織捕捉位置のときの外科用クリップの第1の実施形態の斜視図である。

【図2】 組織受け入れ位置のときの図1の外科用クリップの斜視図である。

【図3】 本発明の原理による身体組織を圧迫するために患者体内の手術部位に外科用クリップを送り込むためのシステムの第1の実施形態の斜視図である。

【図4】 内視鏡キャップから外科用クリップを外して配置するための配置装置の第1の実施形態による図3のシステムの斜視図である。

【図5】 配置装置の第2の実施形態を示している。

【図6】 配置装置の第3の実施形態及び本発明の原理による挿管機構の第1の実施形態を示している。

50

- 【図 7】 配置装置の第 4 の実施形態を示している。
- 【図 8】 図 7 の配置装置の断面図である。
- 【図 9】 図 9 は、配置装置の第 5 の実施形態の断面図である。
- 【図 10】 配置装置の第 6 の実施形態の断面図である。
- 【図 11】 本発明の原理による組織捕捉装置の第 1 の実施形態を示している。
- 【図 12】 組織捕捉装置の第 2 の実施形態を示している。
- 【図 13】 器官壁に順次挿入される組織捕捉装置の第 3 の実施形態を示している。
- 【図 14】 挿管機構の第 2 の実施形態を示している。
- 【図 15】 挿管機構の第 3 の実施形態を示している。
- 【図 16】 挿管機構の第 4 の実施形態を示している。 10
- 【図 17】 図 1 に示される実施形態と異なる数の歯を含む外科用クリップの第 2 の実施形態を示している。
- 【図 18】 組織捕捉表面が直線状部材として形成されている外科用クリップの第 3 の実施形態を示している。
- 【図 19】 接合部が拡大されている外科用クリップの第 4 の実施形態を示している。
- 【図 20】 接合部が拡大されている外科用クリップの第 5 の実施形態を示している。
- 【図 21】 各接合部の中心点に付加的構造を含む外科用クリップの第 6 の実施形態を示している。
- 【図 22】 第 1 及び第 2 の接合部に捻り設計を含む外科用クリップの第 7 の実施形態を示している。 20
- 【図 23】 接合部として圧縮バネを利用している外科用クリップの第 8 の実施形態を示している。
- 【図 24】 接合部のコンポーネントとしてバネを利用している外科用クリップの第 9 の実施形態を示している。
- 【図 25】 接合部のコンポーネントとして捻りバネを利用している外科用クリップの第 10 の実施形態を示している。
- 【図 26】 同じく接合部のコンポーネントとして捻りバネを利用している外科用クリップの第 11 の実施形態を示している。
- 【図 27】 接合部のコンポーネントとしてエラストマバンドを利用している外科用クリップの第 12 の実施形態を示している。 30
- 【図 28】 接合部のコンポーネントとしてエラストマバンドを利用している外科用クリップの第 13 の実施形態を示している。
- 【図 29】 接合部のコンポーネントとしてエラストマバンドを利用している外科用クリップの第 14 の実施形態を示している。
- 【図 30】 接合部のコンポーネントとしてエラストマバンドを利用している外科用クリップの第 15 の実施形態を示している。
- 【図 31】 接合部のコンポーネントとしてエラストマバンドを利用している外科用クリップの第 16 の実施形態を示している。
- 【図 32】 第 1 及び第 2 の組織捕捉表面を組織受け入れ位置でロックするためのロックの第 1 の実施形態を含む、外科用クリップの第 17 の実施形態を示している。 40
- 【図 33】 第 1 及び第 2 の組織捕捉表面を組織受け入れ位置でロックするためのロックの第 2 の実施形態を含む、外科用クリップの第 18 の実施形態を示している。
- 【図 34】 変形可能な外科用クリップ及びこの外科用クリップを変形させるための素子を含む本発明の別の実施形態を示している分解図である。
- 【図 35】 未変形形態のときの変形可能な外科用クリップの実施形態を示している斜視図である。
- 【図 36】 変形形態のときの図 35 の外科用クリップを示している斜視図である。
- 【図 37】 外科用クリップが非変形形態であるときの図 34 の実施形態を示している側面図である。
- 【図 38】 外科用クリップが変形形態であるときの図 37 の実施形態の側面図である。 50

【図 39】 変形された外科用クリップが解除されるときの図 37 に示されている実施形態の斜視図である。

【図 40】 変形可能な外科用クリップを挿入するための装置の 1 つの実施形態の斜視図である。

【図 41】 変形可能な外科用クリップを配備するための装置の第 2 の実施形態を示している断面図である。

【図 42】 変形可能な外科用クリップを配置するための装置の第 3 の実施形態を示している断面図である。

【図 43】 変形可能な外科用クリップを配置するための装置の第 4 の実施形態を示している断面図である。

【図 44】 変形可能な外科用クリップを配置するための装置の第 5 の実施形態を示している断面図である。

【図 45】 変形可能な外科用クリップの 1 つの実施形態による関節点の詳細図である。

【図 46】 変形可能な外科用クリップを配置するための装置の第 6 の実施形態を示している断面図である。

【図 47】 開始位置のときの、支点を組み込む変形可能な外科用クリップの斜視図である。

【図 48】 変形位置のときの、支点を組み込む変形可能な外科用クリップの斜視図である。

【図 49】 本発明による外科用多脚クリップの実施形態を示している透視断面図である。

【図 50】 外科用多脚クリップの脚部及びヒンジ部の実施形態を示している側面図である。

【図 51 a】 外科用多脚クリップの脚部の複数の実施形態を示している斜視図である。

【図 51 b】 外科用多脚クリップの脚部の複数の実施形態を示している斜視図である。

【図 51 c】 外科用多脚クリップの脚部の複数の実施形態を示している斜視図である。

【図 51 d】 外科用多脚クリップの脚部の複数の実施形態を示している斜視図である。

【図 51 e】 外科用多脚クリップの脚部の複数の実施形態を示している斜視図である。

【図 52】 開放形態のときの外科用多脚クリップの実施形態を示している斜視図である。

【図 53】 閉鎖形態のときの図 52 の外科用多脚クリップを示している斜視図である。

【図 54】 外科用多脚クリップの作動機構の実施形態を示している断面図である。

【図 55】 外科用多脚クリップの作動機構の第 2 の実施形態の断面図である。

【図 56】 外科用多脚クリップの作動機構の第 3 の実施形態を示している側面図である。

【図 57】 外科用多脚クリップの作動機構の第 4 の実施形態を示している側面図である。

【図 58】 外科用多脚クリップの作動機構の第 5 の実施形態を示している側面図である。

【図 59】 外科用多脚クリップの作動機構の第 6 の実施形態を示している断面図である。

【図 60】 外科用多脚クリップのアタッチメントの実施形態を示している側面図である。

【図 61】 外科用多脚クリップのアタッチメントの第 2 の実施形態を示している側面図である。

【図 62】 外科用多脚クリップのアタッチメントの第 3 の実施形態の詳細図を含む側面図である。

【図 63】 外科用多脚クリップのアタッチメントの第 4 の実施形態の側面図である。

【図 64】 外科用多脚クリップのアタッチメントの第 5 の実施形態の側面図である。

【図 65】 外科用多脚クリップのヒンジの実施形態を示している斜視図である。

10

20

30

40

50

- 【図66】 外科用多脚クリップのヒンジの第2の実施形態を示している側面図である。
- 【図67】 外科用多脚クリップのヒンジの第3の実施形態を示している平面図である。
- 【図68】 外科用多脚クリップの開閉を制御するための機構の実施形態を示している側面図である。
- 【図69】 外科用多脚クリップの開閉を制御するための機構の第2の実施形態を示している側面図である。
- 【図70】 外科用多脚クリップの開閉を制御するための機構の第3の実施形態を示している平面図である。
- 【図71】 外科用多脚クリップの開閉を制御するための機構の第4の実施形態を示している斜視図である。
- 【図72】 外科用多脚クリップの開閉を制御するための機構の第5の実施形態を示している側面図である。

【図1】

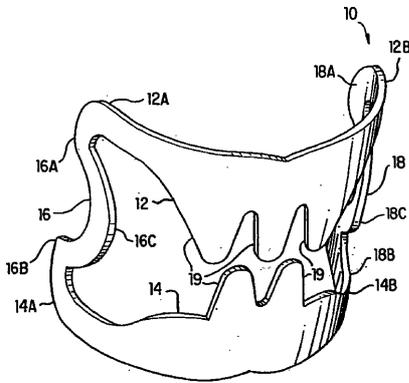


FIG. 1

【図2】

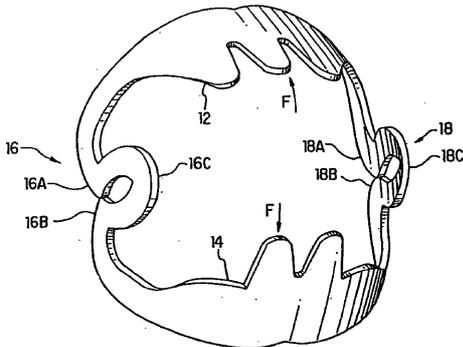


FIG. 2

【図3】

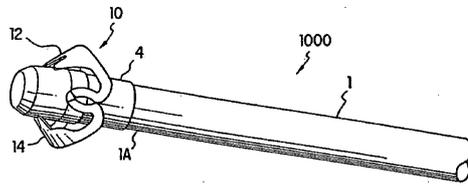


FIG. 3

【図4】

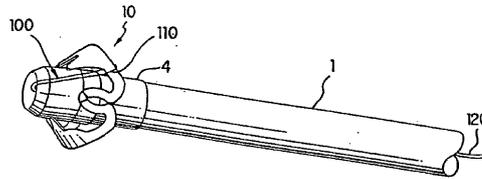


FIG. 4

【図5】

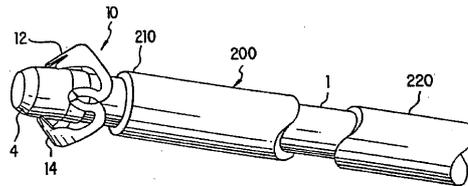


FIG. 5

【 6 】

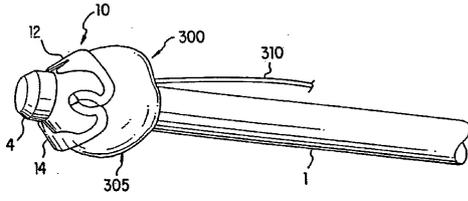


FIG. 6

【 7 】

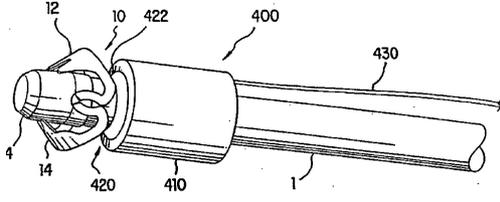


FIG. 7

【 8 】

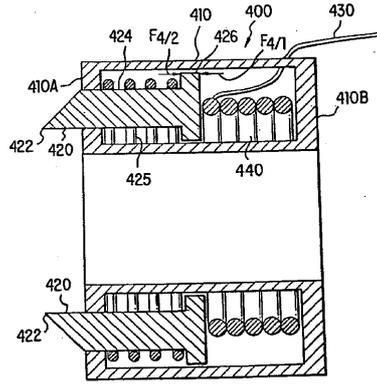


FIG. 8

【 9 】

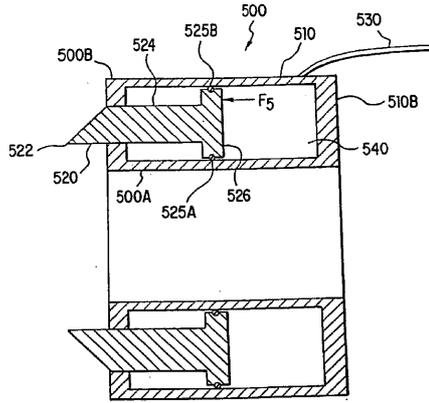


FIG. 9

【 10 】

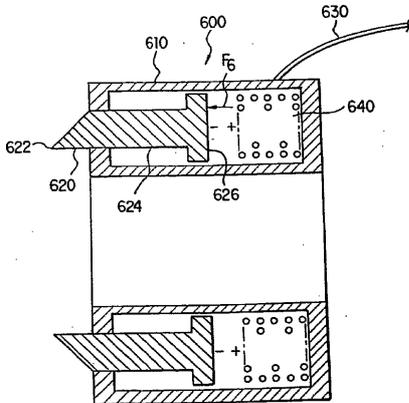


FIG. 10

【 11 】

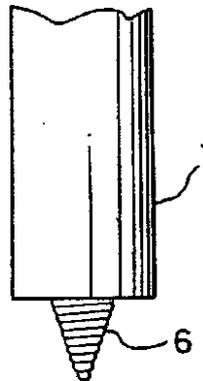


FIG. 11

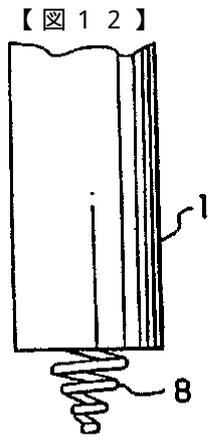


FIG. 12

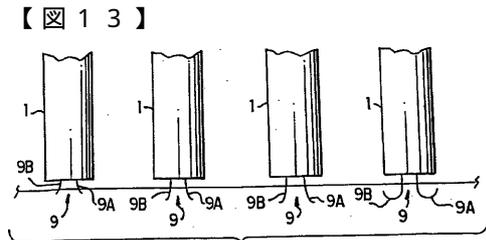


FIG. 13

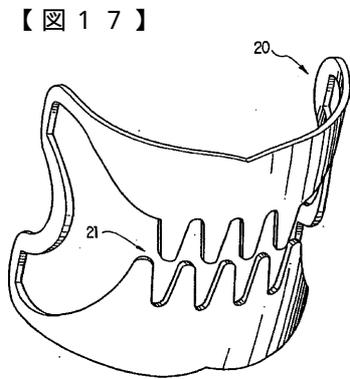


FIG. 17

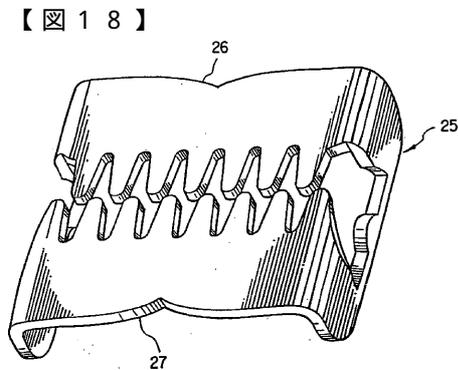


FIG. 18

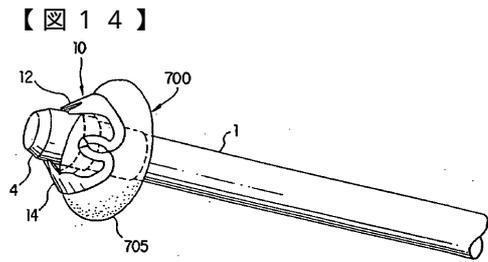


FIG. 14

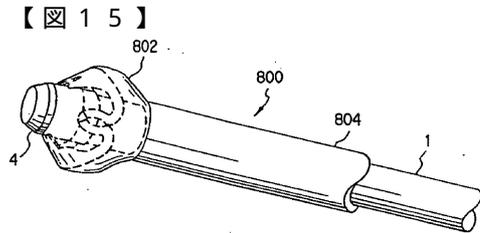


FIG. 15

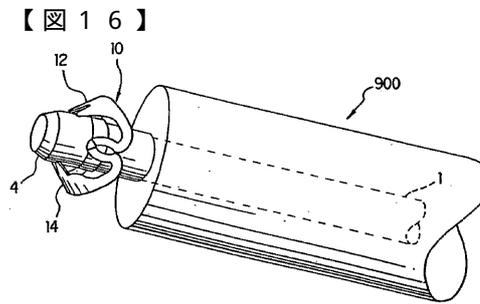


FIG. 16

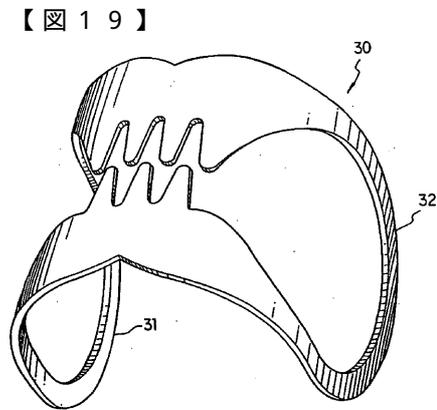


FIG. 19

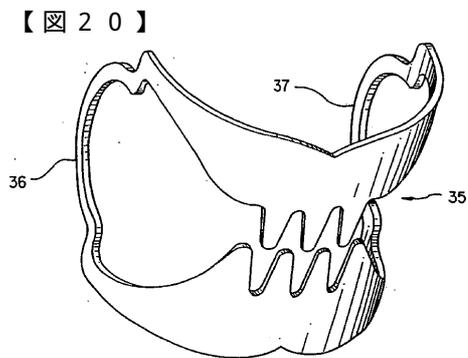


FIG. 20

【 2 1 】

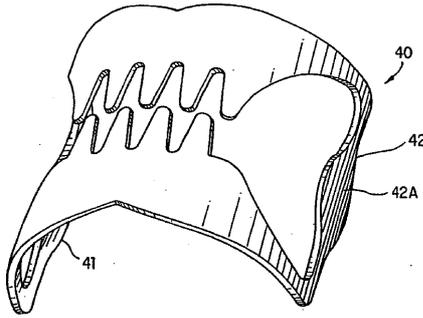


FIG. 21

【 2 3 】

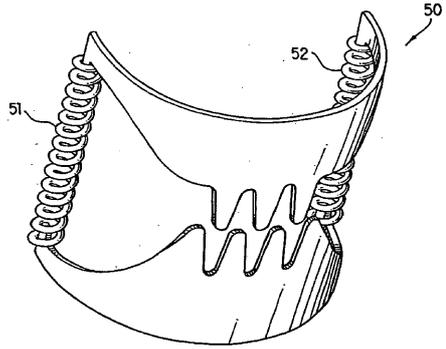


FIG. 23

【 2 2 】

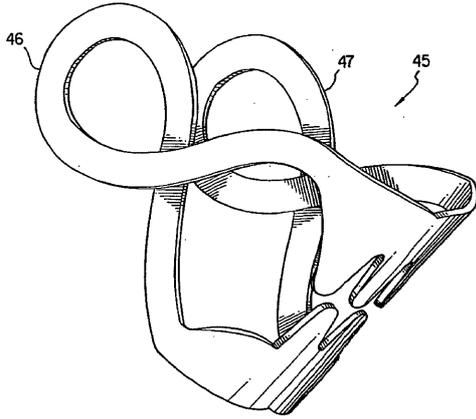


FIG. 22

【 2 4 】

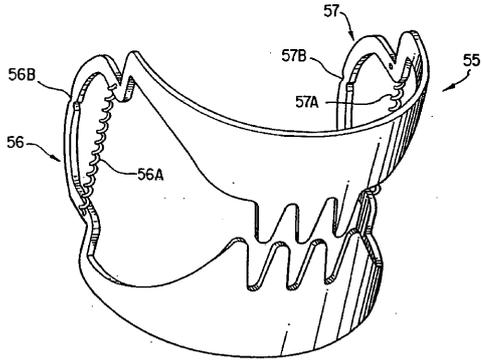


FIG. 24

【 2 5 】

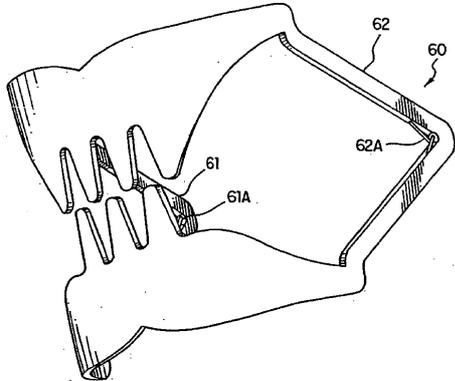


FIG. 25

【 2 7 】

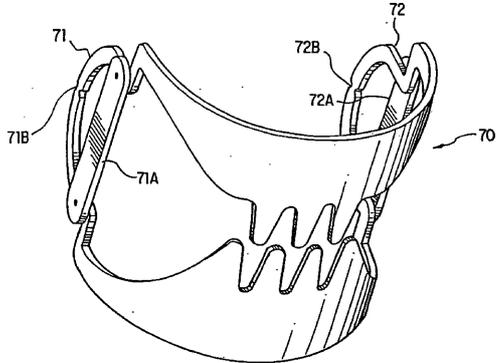


FIG. 27

【 2 6 】

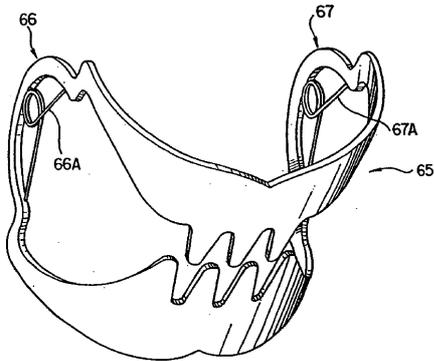


FIG. 26

【 2 8 】

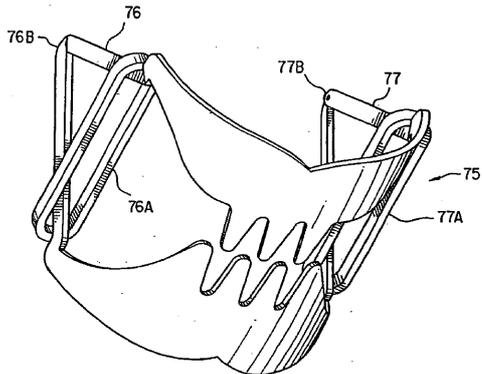


FIG. 28

【 図 29 】

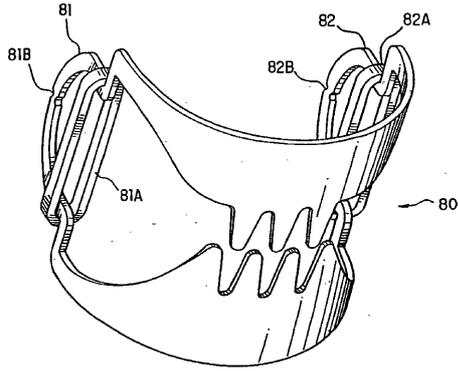


FIG. 29

【 図 30 】

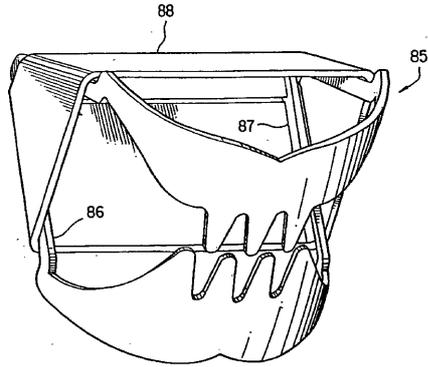


FIG. 30

【 図 33 】

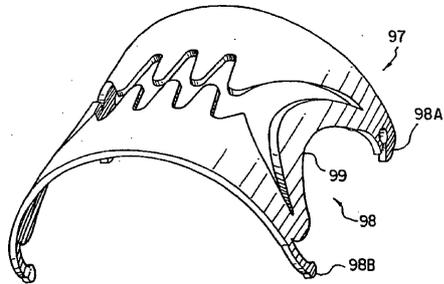


FIG. 33

【 図 31 】

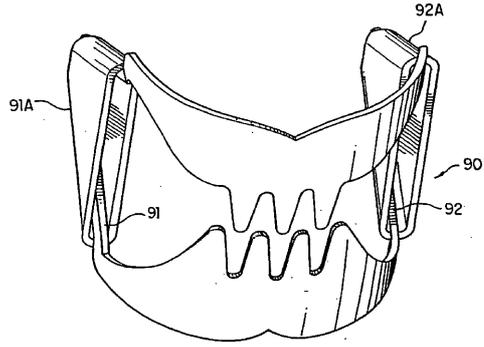


FIG. 31

【 図 32 】

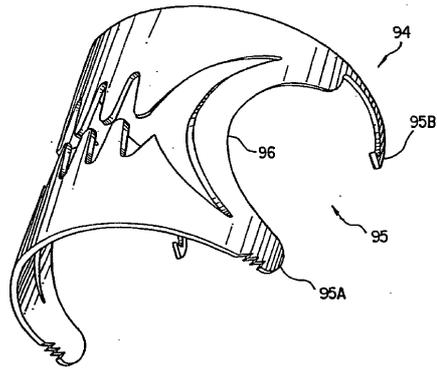


FIG. 32

【 図 34 】

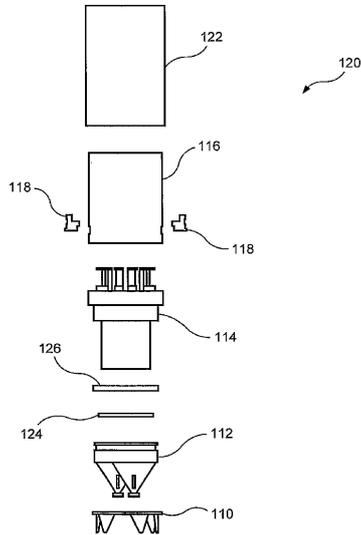


FIG. 34

【 3 5 】

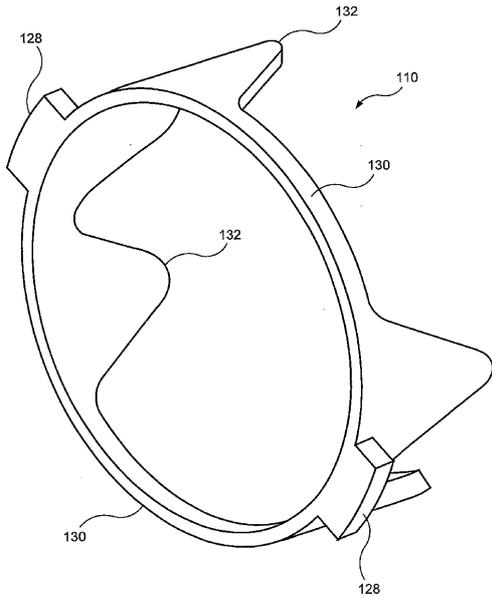


FIG. 35

【 3 6 】

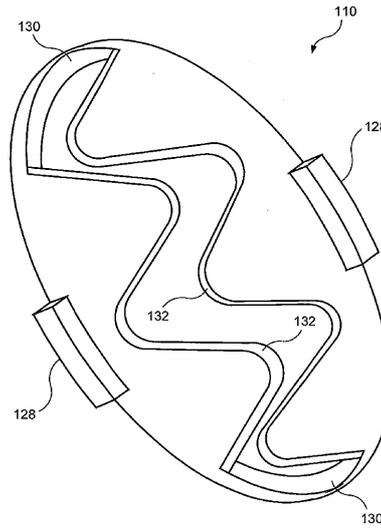


FIG. 36

【 3 7 】

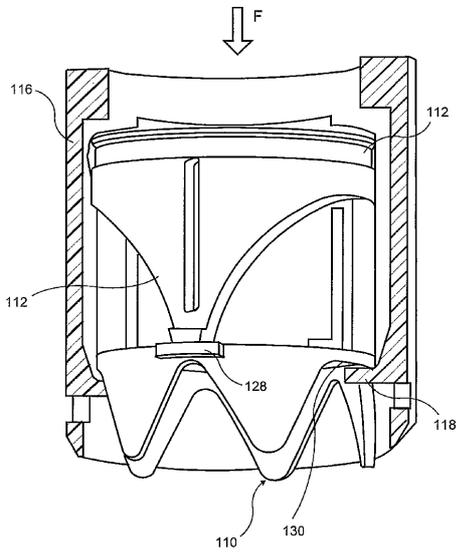


FIG. 37

【 3 8 】

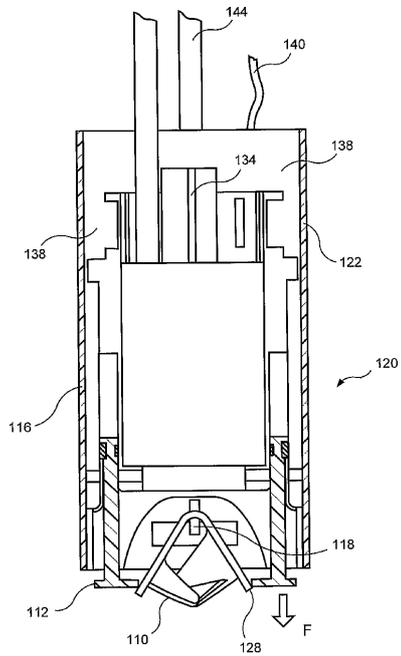


FIG. 38

【 図 3 9 】

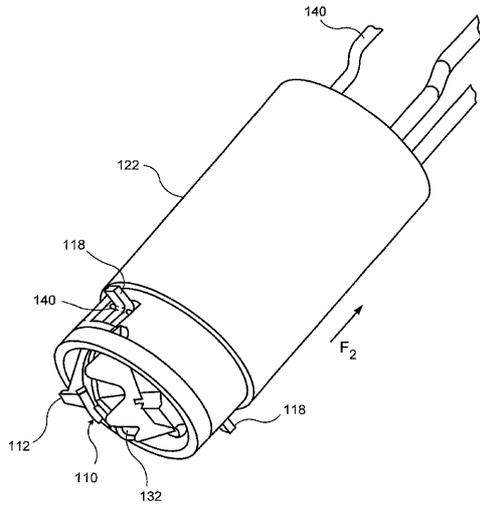


FIG. 39

【 図 4 0 】

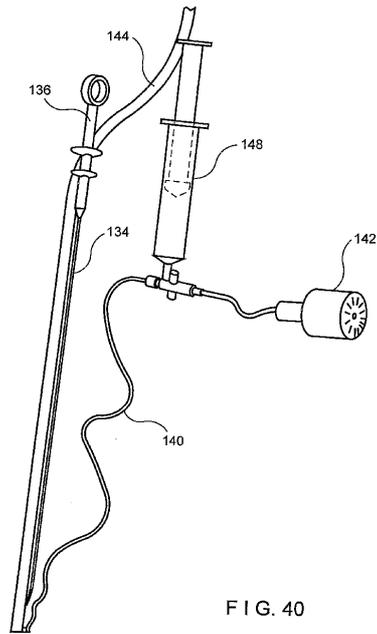


FIG. 40

【 図 4 1 】

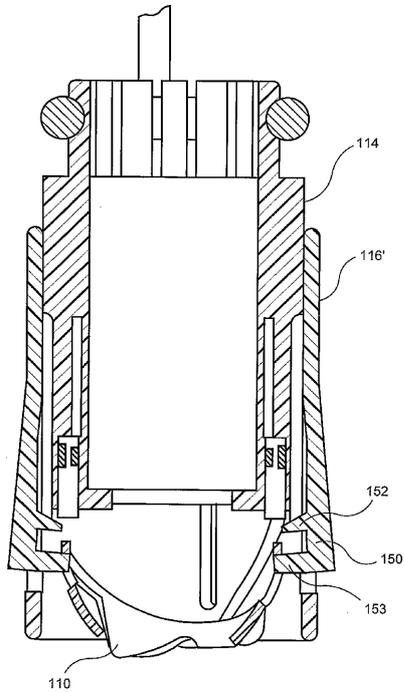


FIG. 41

【 図 4 2 】

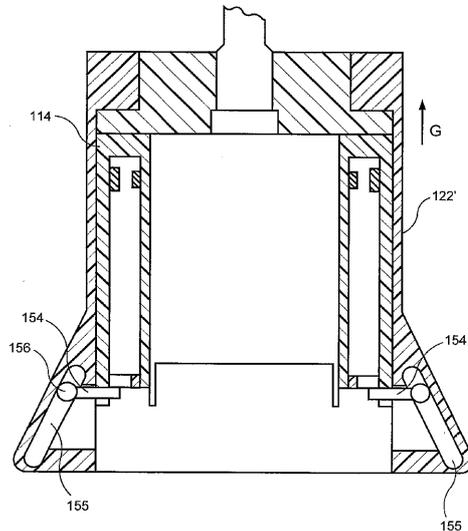


FIG. 42

【 4 3 】

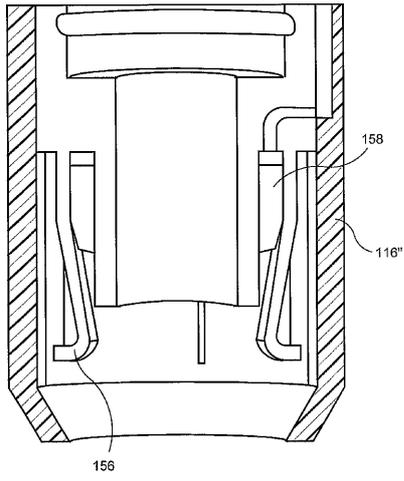


FIG. 43

【 4 4 】

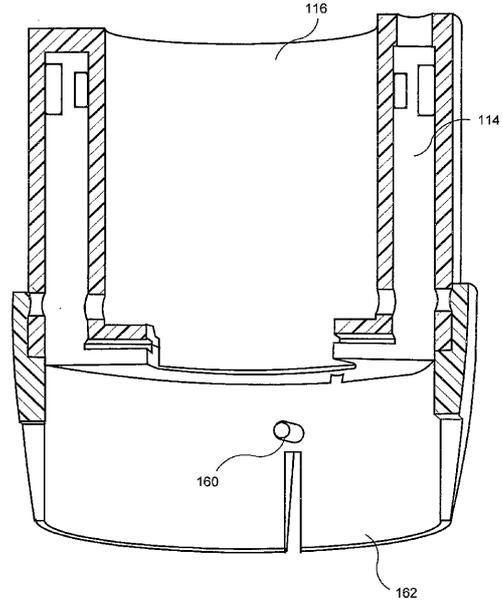


FIG. 44

【 4 5 】

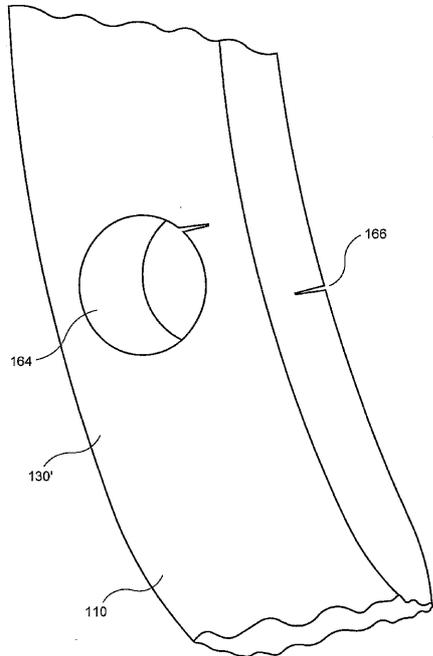


FIG. 45

【 4 6 】

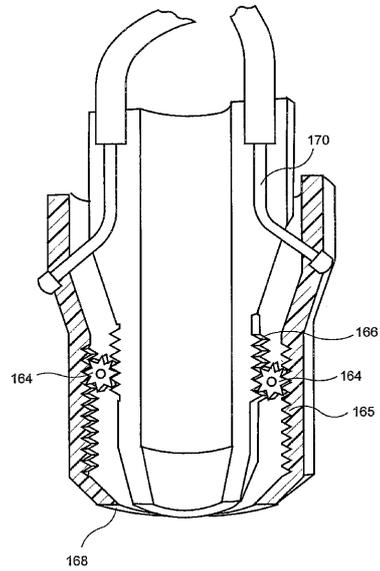


FIG. 46

【図47】

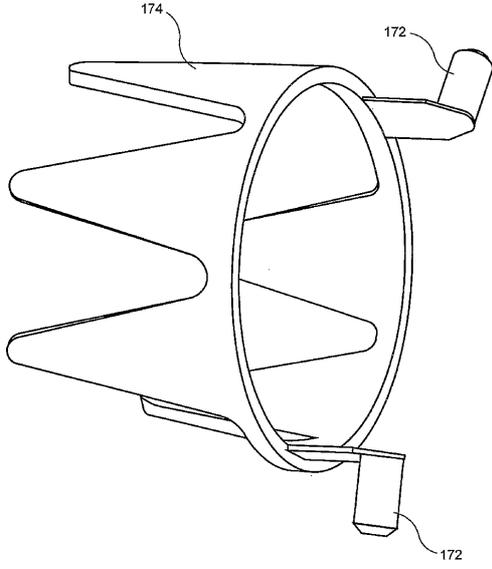


FIG. 47

【図48】

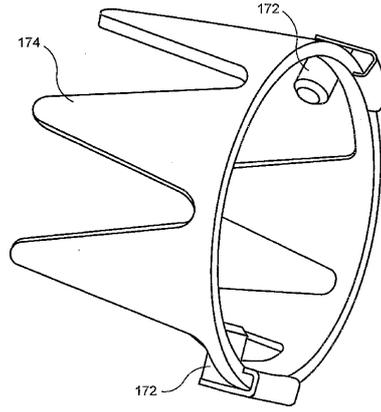


FIG. 48

【図49】

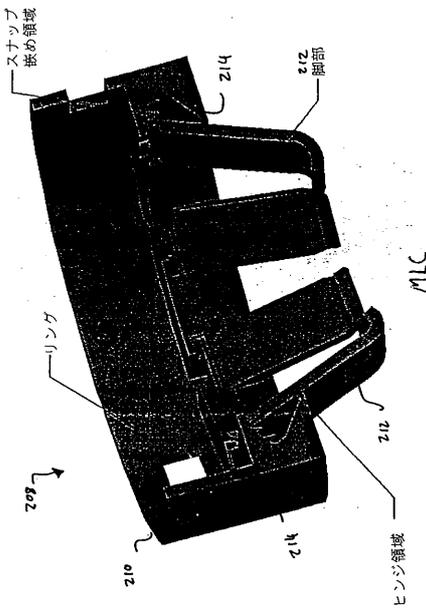


Fig. 49

【図50】

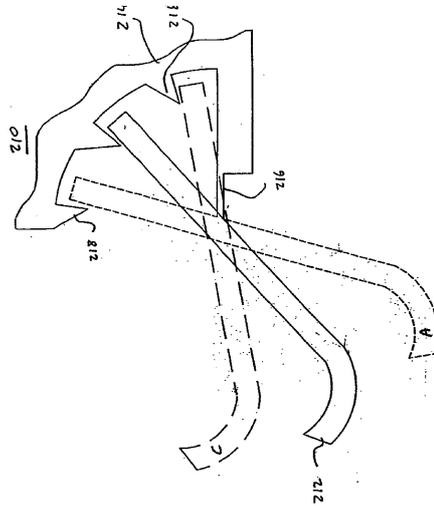


Fig. 50

【図51】

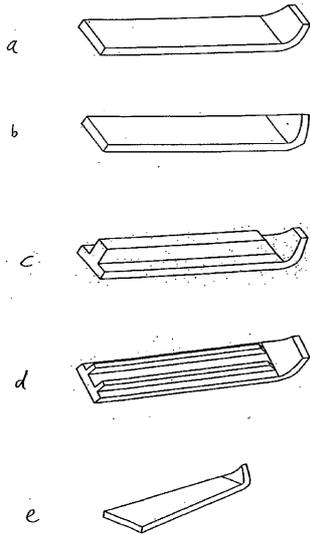


Fig. 51

【図52】

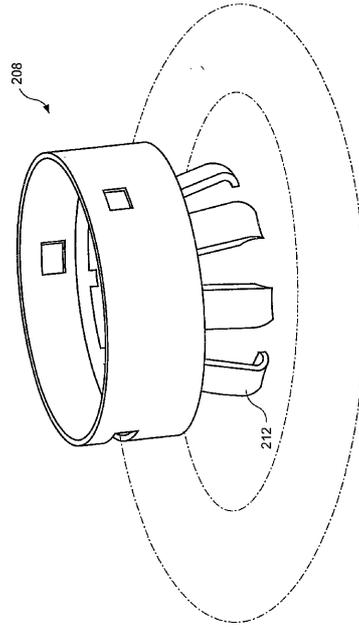


FIG. 52

【図53】

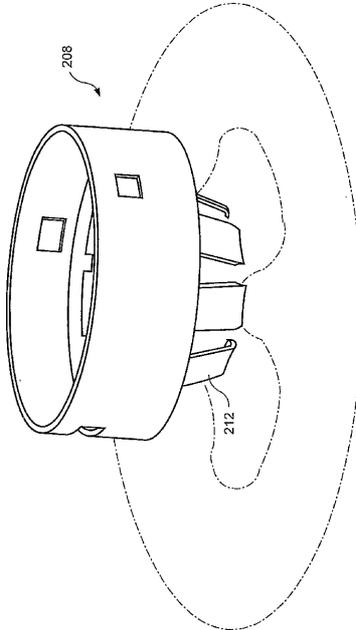
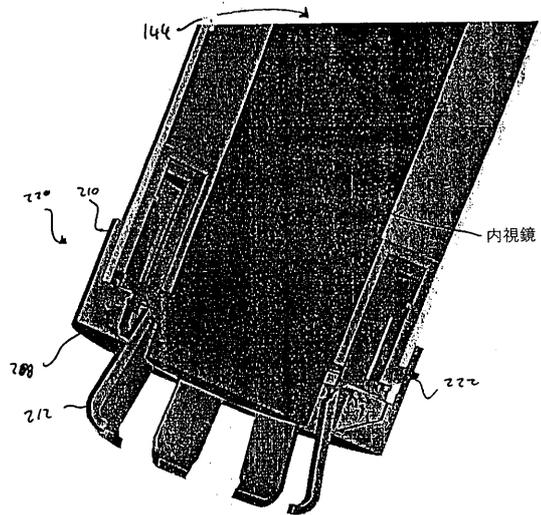


FIG. 53

【図54】



考え得るデリバリ装置に付けられた蛸足クリップ

FIG. 54

【図55】

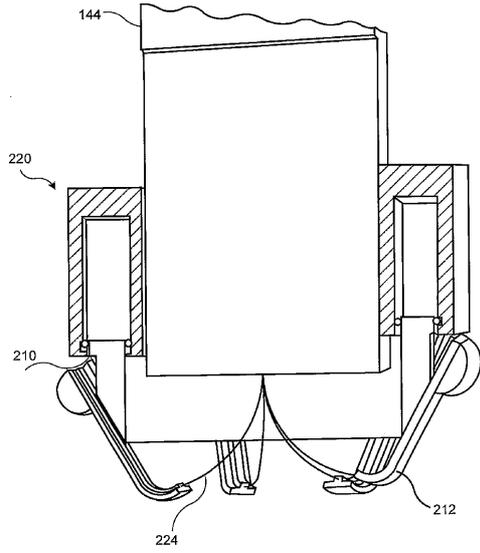


FIG. 55

【図56】

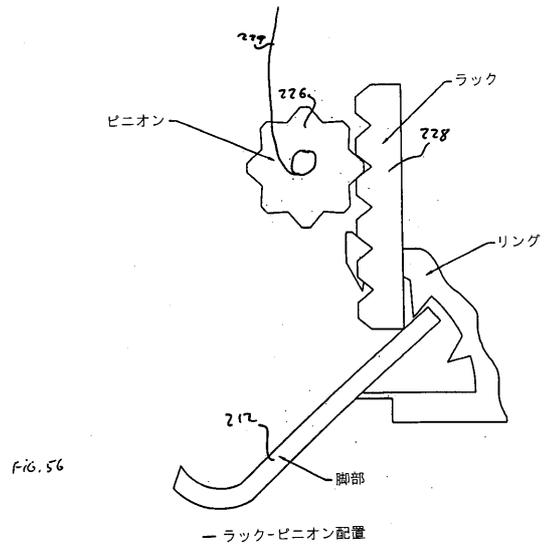


FIG. 56

【図57】

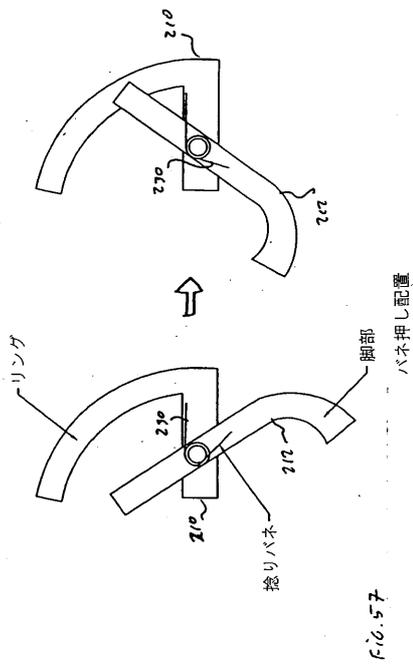


FIG. 57

【図58】

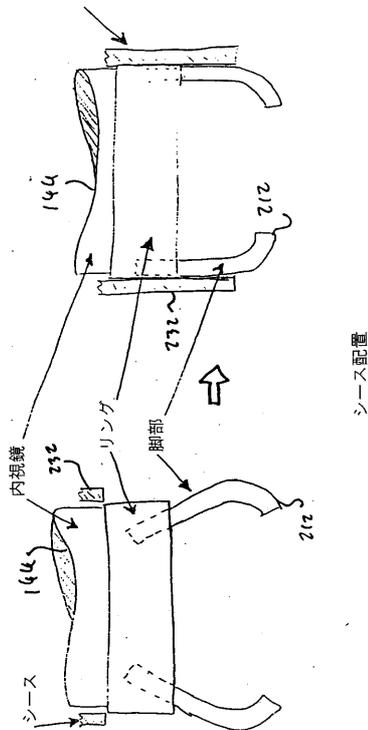
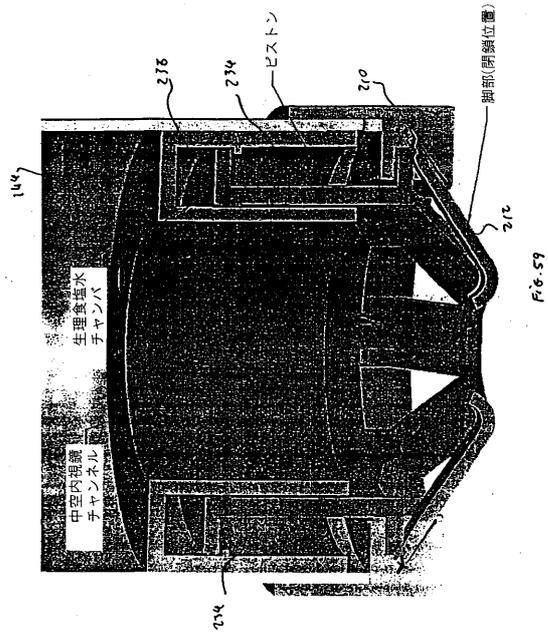
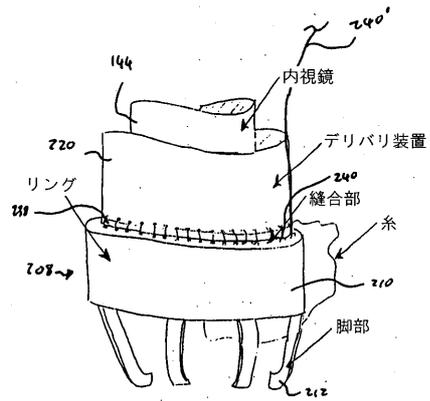


FIG. 58

【図59】



【図60】



縫合部の解除

Fig. 60

【図61】

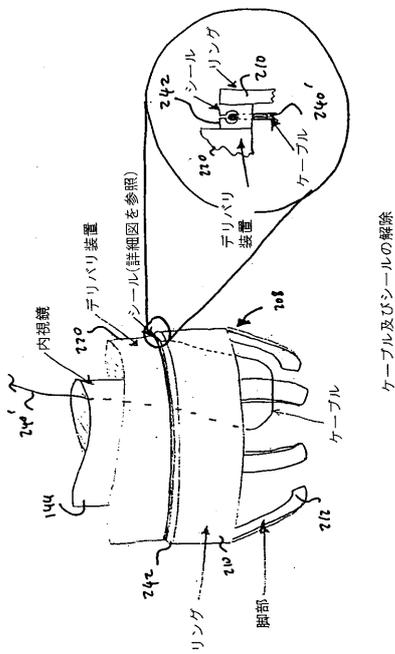
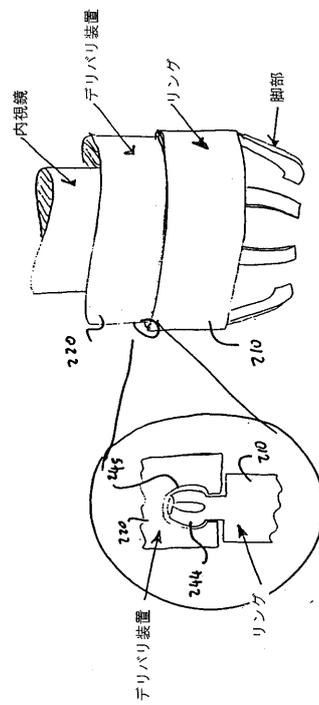


Fig. 61

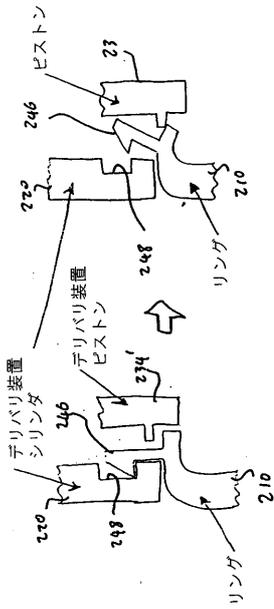
【図62】



環状スナップ嵌めの解除

Fig. 62

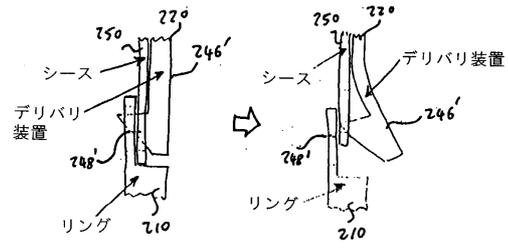
【図 6 3】



片待ちスナップ嵌めの解除

Fig. 63

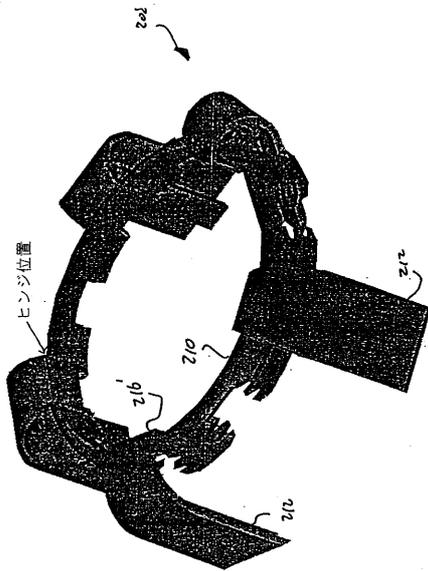
【図 6 4】



シースの解除

Fig. 64

【図 6 5】



外側に踵部を備えた代替設計

Fig. 65

【図 6 6】

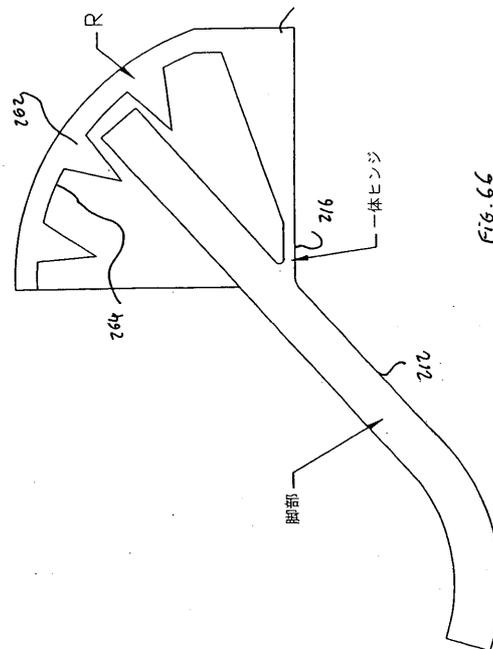
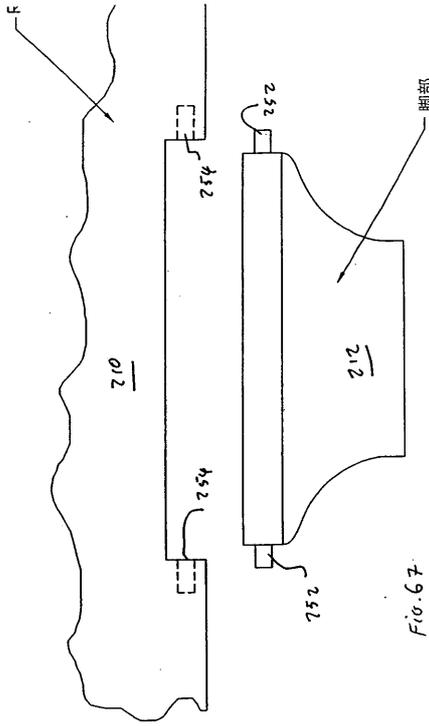


Fig. 66

— 一体ヒンジの詳細図

【図67】



スナップピンの詳細図

Fig. 67

【図68】

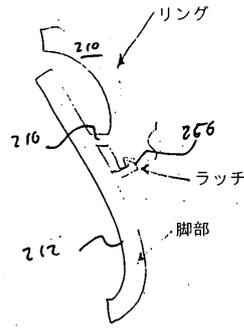
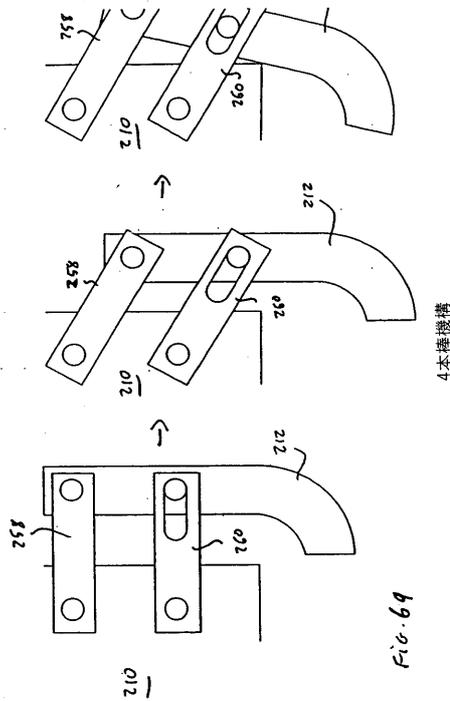


FIG. 68

ラッチがクリップを開放状態に保つ

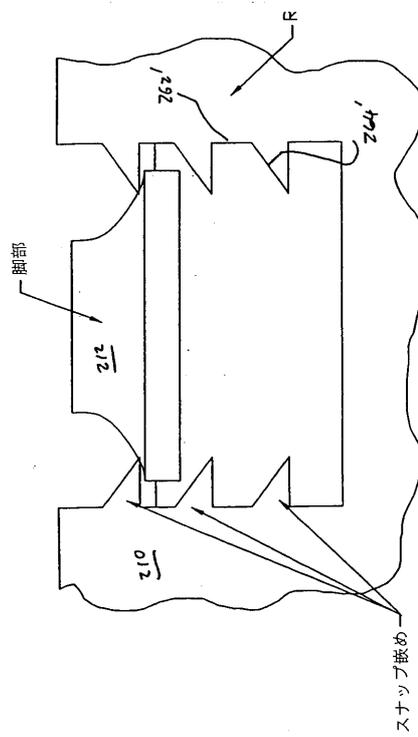
【図69】



4本棒機構

Fig. 69

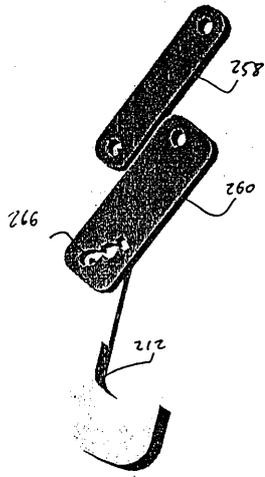
【図70】



側縁スナップ嵌めの詳細図

Fig. 70

【図71】



脚部とヒンジとの間にスナップ嵌めを有した代替設計

fig. 71

【図72】

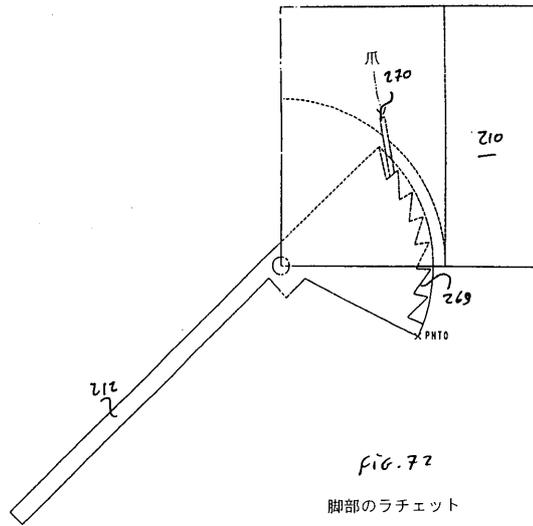


fig. 72

脚部のラチェット

フロントページの続き

- (72)発明者 ジューゲンハイマー, クリスティン エー.
アメリカ合衆国, マサチューセッツ 02141, ケンブリッジ, フィフス ストリート 73,
アパートメント 3
- (72)発明者 ダージン, ラッセル エフ., ジュニア
アメリカ合衆国, マサチューセッツ 02703, アトルボロ, ノット ストリート 146
- (72)発明者 アダムス, マーク エル.
アメリカ合衆国, マサチューセッツ 02072, ストートン, レイバーン ロード 123
- (72)発明者 モンロー, マーク
アメリカ合衆国, マサチューセッツ 01746, ホリストーン, ハイグランド ストリート 57
6

審査官 川端 修

- (56)参考文献 国際公開第01/035832(WO, A1)
米国特許第05695504(US, A)
米国特許第04367746(US, A)
特開平09-224944(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/12

专利名称(译)	用于压缩身体组织的装置和方法		
公开(公告)号	JP4339114B2	公开(公告)日	2009-10-07
申请号	JP2003530158	申请日	2002-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学有限公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科技有限公司		
[标]发明人	ジューゲンハイマークリステインエー ダージンラッセルエフジュニア アダムスマークエル モンローマーク		
发明人	ジューゲンハイマー,クリステイン エー. ダージン,ラッセル エフ.,ジュニア アダムス,マーク エル. モンロー,マーク		
IPC分类号	A61B17/12 A61B17/00 A61B17/08 A61B17/122 A61B17/128 A61B17/28		
CPC分类号	A61B17/1227 A61B17/0057 A61B17/083 A61B17/122 A61B17/128 A61B17/1285 A61B2017/00539 A61B2017/00544 A61B2017/00557 A61B2017/2837 A61B2017/2943		
FI分类号	A61B17/12.320		
代理人(译)	昂达诚 本田 淳		
审查员(译)	川端修		
优先权	09/957356 2001-09-21 US		
其他公开文献	JP2005503231A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于将手术夹子输送到患者体内的手术部位以压缩身体组织的系统和方法。在本发明的系统的一个实施例中，该系统包括内窥镜装置，其中内窥镜盖位于内窥镜装置的远端。手术夹可拆卸地设置在内窥镜盖的外表面上。为了将手术夹从内窥镜帽定位到待压缩的身体组织，将展开装置与手术夹连接。手术夹可以是可变形夹，其以未变形构型布置，然后变形以对所选组织施加压力。手术夹可以是具有多个腿的多腿夹，其可以锁定在闭合位置以对身体组织施加压力。

【 図 1 】

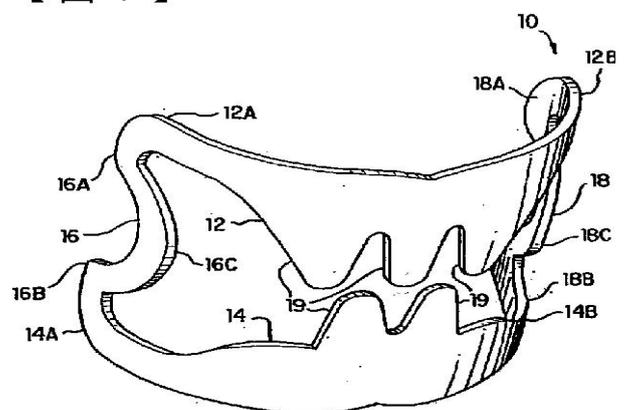


FIG. 1