

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4967002号
(P4967002)

(45) 発行日 平成24年7月4日(2012.7.4)

(24) 登録日 平成24年4月6日(2012.4.6)

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

請求項の数 13 (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2009-171337 (P2009-171337)	(73) 特許権者	509301747
(22) 出願日	平成21年7月22日 (2009.7.22)		セント ジュード メディカル, インコー ポレイティド
(62) 分割の表示	特願2001-529354 (P2001-529354) の分割		アメリカ合衆国, ミネソタ 55117, セント ポール, ワン セント ジュード メディカル ドライブ
原出願日	平成12年4月18日 (2000.4.18)	(74) 代理人	100099759
(65) 公開番号	特開2009-233438 (P2009-233438A)		弁理士 青木 篤
(43) 公開日	平成21年10月15日 (2009.10.15)	(74) 代理人	100092624
審査請求日	平成21年7月30日 (2009.7.30)		弁理士 鶴田 準一
(31) 優先権主張番号	09/340, 422	(74) 代理人	100102819
(32) 優先日	平成11年6月28日 (1999.6.28)		弁理士 島田 哲郎
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100110489
			弁理士 篠崎 正海

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管等を縫合する縫合装置および縫合方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

解剖学的構造中の穿刺創を密閉する密閉装置(500, 600, 700)において、
 第一の針開口まで貫通して延びる第一の針内腔を有する、近端部分と、
 第二の針内腔と前記第一の針開口に面する第二の針開口を含む、末端部分と、
 前記第一の針開口と前記第二の針開口とで画定され、かつ、解剖学的構造のある
 部分を受けるように構成された、組織受け間隙と、
 前記近端部分と前記末端部分との間に位置し、かつ、前記組織受け間隙を画定す
 る、結合部分と、
 前記第一の針内腔を通して前記第二の針内腔の中へ前進できる、第一針部材と、
 前記第一針部材が前記第二の針内腔の中へ前進した後、前記第一の針内腔を通っ
 て前記第二の針内腔の中へ前進できる、第二針部材と、
 第一の端で前記第一針部材に結合され、かつ、第二の端で前記第二針部材に結合
 されている、縫合糸とを備える密閉装置。

【請求項 2】

さらに、前記第一の針内腔内で前記第一針部材あるいは前記第二針部材の近端部と接触
 して、前記第一針部材あるいは前記第二針部材を末端方向へ前進させることができる、針
 プッシャーを備える、請求項 1 に記載の密閉装置。

【請求項 3】

前記第一針部材が完全に前記第二の針内腔内に配置されるまで、前記第一針部材は、末

端方向へ前進させることができる、請求項 1 に記載の密閉装置。

【請求項 4】

前記第二針部材が完全に前記第二の針内腔内に配置されるまで、前記第二針部材は、末端方向へ前進させることができる、請求項 3 に記載の密閉装置。

【請求項 5】

前記結合部分は、前記近端部分及び前記末端部分に対して回転できる、請求項 1 に記載の密閉装置。

【請求項 6】

前記結合部分は、前記結合部分の外側の面が前記近端部分及び前記末端部分の前記外側の面と実質的に連続的な面を形成する、第一の位置と、前記近端部分及び前記末端部分から回転して離れて前記組織受け間隙を形成する、第二の位置との間を回転できる、請求項 1 に記載の密閉装置。

10

【請求項 7】

さらに、前記結合部分に結合されて、前記近端部分と前記末端部分に対して前記結合部分を回転することができる、回転部材を備えた、請求項 1 に記載の密閉装置。

【請求項 8】

前記結合部分は、伸延可能部材を含む、請求項 1 に記載の密閉装置。

【請求項 9】

前記伸延可能部材は、膨張可能部材を備える、請求項 8 に記載の密閉装置。

【請求項 10】

前記伸延可能部材は、前記結合部分のある面から半径方向外側に向かって前記組織受け間隙と反対方向に伸延できる、請求項 8 に記載の密閉装置。

20

【請求項 11】

当該装置は、第一回転位置と第二回転位置との間を前記解剖学的構造に対して回転でき、前記第一針部材は、前記第一回転位置にあるとき、前記組織受け間隙を通過して前進でき、かつ、前記第二針部材は、前記第二回転位置にあるとき、前記組織受け間隙を通過して前進できる、請求項 1 に記載の密閉装置。

【請求項 12】

さらに、前記近端部分を通過して、前記末端部分の前記末端部の末端方向に形成された流体入口開口内に伸延する、フラッシュバック内腔を備える、請求項 1 に記載の密閉装置。

30

【請求項 13】

解剖学的構造中の穿刺創を密閉する密閉装置において、

第一の針開口まで貫通して延びる第一の針内腔を有する、近端部分と、

第二の針内腔と前記第一の針開口に面する第二の針開口を含む、末端部分と、

前記第一の針開口と前記第二の針開口で画定される、組織受け間隙と、

前記組織受け間隙を画定する、結合部分と

前記第一の針内腔を通過して前記第二の針内腔の中へ前進できる、第一針部材と、

前記第一の針内腔を通過して前記第二の針内腔の中へ前進できる、第二針部材とを

備える密閉装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に外科器具に関し、特に、組織管を通じてアクセスされる血管、内部器官、及び内部組織の穿刺創を縫合する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

多くの外科処置では、血管及び他の内部構造にカテーテル及び/または外科装置を挿入する必要がある。例えば、血管疾患の治療では、カテーテルのような器具を血管に挿入して治療処置を行う必要があることが多い。こうした治療処置は多くの場合、血管の壁を穿刺し、その開口を通じて導入鞘を血管に挿入し、導入鞘を通じて処置カテーテルを血管中

50

の目標位置に誘導することを伴う。もちろん、この処置を完了するためには、血管の壁の開口を密閉し、出血を防止する一方で傷の治癒を促進しなければならない。この密閉は普通、医師または他の訓練された医療専門家によって穿刺部位に直接圧力を加えることによって達成されてきた。しかし、この技術は時間がかかり、血栓症のような合併症につながる可能性があるが、これは患者にとって危険となりうる。

【0003】

他の密閉技術には、血管中の開口に密閉部材または材料（生体密閉材料であることが最も多い）の栓を当て、傷を密閉することが含まれる。しかし、密閉部材及び栓を正しく配置することは達成困難で、体内に残された材料は、例えば、材料が血流中に入った場合には、患者に対して重大な健康上の危険の原因となることがある。

10

【発明の概要】

【0004】

本発明は、解剖学的構造中の穿刺創を密閉する密閉装置に向けられているが、この密閉装置は、第一の針開口まで貫通して延びる第一の針内腔を有する近端部分と、組織受け間隙を越えて第一の針開口に面し、第二の針内腔に開いた第二の針開口を含む末端部分と、近端及び末端部分の間に結合され、近端及び末端部分からずれて組織受け間隙を形成し、それによって、接続部分が解剖学的構造中の穿刺創中に受け入れられるとき、組織受け間隙中に受け入れられた解剖学的構造の一部が穿刺創の中心軸を含む平面の1つの側面に位置する接続部分とを備えている。

20

【0005】

さらに、本発明は、解剖学的構造中の開口を密閉する密閉方法に向けられているが、この密閉方法は、組織受け間隙によって分離された針出口開口と針入口開口とを含む装置を開口に挿入するステップと、針出口開口が解剖学的構造の近端側に配置され、針入口開口が解剖学的構造の末端側に配置され、解剖学的構造の第一の部分が組織受け間隙中に受け入れられるように装置を配置するステップとを含んでいる。縫合系の第一の部分に結合された第一の針は末端で装置に挿入され、針出口開口を通じて装置を出て解剖学的構造の第一の部分に貫通し針入口内腔を通じて装置に再び入り、装置は、解剖学的構造の第二の部分が針出口と針入口内腔の間の組織受け間隙中に配置されるように回転される。次に、縫合系の第二の部分に結合された第二の針が装置を通じて末端に挿入され、針出口開口を通じて装置を出て解剖学的構造の第二の部分に貫通し、針入口内腔を通じて装置に再び入り、装置は解剖学的構造から引き抜かれ、縫合系の第一の及び第二の部分は締め付けられて開口の側面を互いに引っ張る。

30

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】本発明の第一の実施形態による縫合装置の断面の側面図である。

【図2】本発明の第一の実施形態による縫合装置の断面の上面図である。

【図3A】図1の線3-3に沿って見た本発明の第一の実施形態による装置の断面図である。

【図3B】図1の線3-3に沿って見た本発明の第一の実施形態による装置の代替断面図である。

40

【図4A】図2の線4-4に沿って見た本発明の第一の実施形態による装置の断面図である。

【図4B】図2の線4-4に沿って見た本発明の第一の実施形態による装置の代替断面図である。

【図5】内部に誘導ワイヤが挿入された、身体内の血管の部分断面図である。

【図6A】本発明の第一の実施形態による装置が第一の希望位置で誘導ワイヤに受け入れられた、血管の部分断面図である。

【図6B】中央間隙に受け入れられた身体組織を通じて針が引き出された、図6Aに示されるような装置を伴う血管の部分断面図である。

【図7】本発明の第一の実施形態による装置が第二の希望位置にある、血管の部分断面図

50

である。

【図 8】本発明の第一の実施形態による装置が血管から部分的に取り外された、血管の部分断面図である。

【図 9】血管の壁を通じて延びる縫合糸ループに結び付けられ、血管の方向に押し付けられた引き結びを示す図である。

【図 10】穿刺創を密閉する縫合糸を示す図である。

【図 11】本発明の第二の実施形態による縫合装置の断面の側面図である。

【図 12】図 11 の線 12 - 12 に沿って見た本発明の第二の実施形態による装置の断面図である。

【図 13】本発明の第二の実施形態による穿刺針の断面図である。

10

【図 14】本発明の第二の実施形態によるプランジャの側面図である。

【図 15】本発明の第二の実施形態による装置が第一の希望位置にある、血管の部分断面図である。

【図 16】本発明の第二の実施形態による装置が第一の希望位置にあり、そこで縫合糸が血管の壁を通過して縫合糸保持室に導入された、血管の部分断面図である。

【図 17】本発明の第二の実施形態による装置が第二の希望位置にある、血管の部分断面図である。

【図 18】第二の実施形態による装置が血管から部分的に引き抜かれた、血管の部分断面図である。

【図 19】縫合糸がアンカー部材から切断され互いに結び付けられた、血管の部分断面図である。

20

【図 20】本発明の第三の実施形態による縫合装置の末端部分の断面の側面図である。

【図 21】本発明の第四の実施形態による装置の末端部分の断面図である。

【図 22】本発明による縫合装置の第五の実施形態の側面図である。

【図 23】装置が図 22 に示された位置から 90° 回転した、図 22 の縫合装置の側面図である。

【図 24】線 24 - 24 に沿って見た図 23 の縫合装置の断面図である。

【図 25】図 22 の縫合装置の側面図である。

【図 26】線 26 - 26 に沿って見た図 25 の縫合装置の断面図である。

【図 27】線 27 - 27 に沿って見た図 25 の縫合装置の断面図である。

30

【図 28】線 28 - 28 に沿って見た図 25 の縫合装置の断面図である。

【図 29】本発明による針受け本体の側面図である。

【図 30】線 30 - 30 に沿って見た図 29 の針受け本体の断面図である。

【図 31】本発明による縫合装置の別の実施形態の末端の側面図である。

【図 32】本発明による結び目プッシャの側面図である。

【図 33】線 33 - 33 に沿って見た図 32 の結び目プッシャの断面図である。

【図 34】本発明による縫合糸クリンプ装置の断面図である。

【図 35】図 34 の線 35 - 35 に沿って見た図 34 の縫合糸クリンプ装置の断面図である。

【図 36】図 35 の線 36 - 36 に沿って見た図 34 の縫合糸クリンプ装置の断面図である。

40

【図 37】本発明によるバレルの断面図である。

【図 38】図 37 の線 38 - 38 に沿って見た図 37 のバレルの背面図である。

【図 39】本発明によるピストンの側面図である。

【図 40】図 39 の線 40 - 40 に沿って見た図 39 のピストンの側面図である。

【図 41】図 40 の線 41 - 41 に沿って見た図 39 のピストンの前面図である。

【図 42】本発明による例示グロメットを示す図である。

【図 43】縫合糸を貫通させた、図 34 の縫合糸クリンプ装置の側面図である。

【図 44】縫合糸を圧着する本発明による例示グロメットを示す図である。

【図 44 A】本発明による縫合装置のさらに別の例示実施形態を示す図である。

50

- 【図45】解剖学的構造、特に血管に挿入された誘導ワイヤの透視図である。
- 【図46】解剖学的構造に部分的に挿入された縫合装置の透視図である。
- 【図47】解剖学的構造中の希望位置に挿入された図46の縫合装置の透視図である。
- 【図48】本発明による針受け本体を伴う図26の縫合装置の透視図である。
- 【図49】部分的に展開された一对の穿刺創針を伴う図48の縫合装置の透視図である。
- 【図50】一对の穿刺創針が完全に展開し、ある長さの縫合糸が解剖学的構造中の開口に及び、図49の縫合装置の透視図である。
- 【図51】本発明による縫合装置から取り外された後のある長さの縫合糸の透視図である。
- 【図52】縫合糸のある長さの結び目を押す、本発明による結び目ブッシヤの透視図である。 10
- 【図53】本発明による縫合装置の別の実施形態の側面図である。
- 【図54】本発明による針受け本体を含む、本発明による縫合装置の側面図である。
- 【図55】本発明による縫合装置のさらに別の例示実施形態の断面図である。
- 【図56】図55の線56-56に沿って見た図55の縫合装置の部分断面側面図である。
- 【図57】図55の線57-57に沿って見た図55の縫合装置の断面図である。
- 【図58】図55の線58-58に沿って見た図55の縫合装置の断面図である。
- 【図59】本発明による例示誘導ワイヤの側面図である。
- 【図60】内腔に挿入された図59の誘導ワイヤの側面図である。 20
- 【図61】図60の誘導ワイヤの上に挿入された図55の装置の側面図である。
- 【図62】部分的に展開した一对の針の例を伴う、図61の装置を示す図である。
- 【図63】完全に展開した一对の針の例を伴う、図61の装置を示す図である。
- 【図64】本発明による縫合装置のさらに別の例示実施形態の透視図である。
- 【図65】図64の装置の断面側面図である。
- 【図66】図65の線64-64に沿って見た図65の装置の断面図である。
- 【図67】血管中の第一の位置にある図64の装置の部分断面側面図である。
- 【図68】血管中の第二の位置にある図64の装置の部分断面側面図である。
- 【図69】血管から除去された後の図64の装置の部分断面透視図である。
- 【図70】図64の装置と共に使用される針/押し部材の断面側面図である。 30
- 【図70A】図64の装置と共に使用される代替針押し部材の断面側面図である。
- 【図71】本発明の追加実施形態による縫合装置の断面の側面図である。
- 【図72】血管に入る前の図71の縫合装置を示す図である。
- 【図73】本発明のさらに別の実施形態による縫合装置の断面の側面図である。
- 【図74】血管に入る前の図73の縫合装置を示す図である。
- 【発明を実施するための形態】

【0007】

ここで図面を参照すると、そこでは同じ参符は同様または同一の要素を示し、図1から図8は、血管、内部器官等の穿刺創を縫合する、本発明の第一の実施形態による装置1を示す。装置1には、近端部分18と末端部分24とを有するほぼ円形断面の可撓チューブ16が含まれる。近端部分18は第一の端20から中央弓形部分22を通じて第二の端21に延び、それが末端部分24の近端23と嵌合する。中央弓形部分は好適には半径が2.54mm(0.100インチ)から15.24mm(0.600インチ)のほぼ円形である。可撓チューブ16は好適には、2つまたは3つの部分が互いに結合された、ポリウレタン、ポリエチレン等といった熱可塑性樹脂から構成される。可撓チューブ16の様々な部分は好適には押し出し成形またはモールドの何れかによって形成される。当業者が認識するように、1つか2つの内腔を含む部分を押し出し成形することはより経済的で、可撓チューブ16のさらに複雑で、曲がった区分を成形することが出来る。可撓チューブの長さは個々の状況の必要に適合するよう選択され、好適には長さ25.40mm(1インチ)から406.40mm(16インチ)である。 40

【 0 0 0 8 】

可撓チューブ 1 6 には、近端部分 1 8 を通じて第一の端 2 0 から中央弓形部分 2 2 の近端の開口 1 0 に延びる大型内部針引き抜き内腔 2 6 が含まれる。図 3 A 及び図 3 B に見られるように、針引き抜き内腔 2 6 は好適には楕円形断面であり、可撓チューブ 1 6 の外側に開いた随意選択のスロット 2 8 を含むことがある。

【 0 0 0 9 】

さらに、フラッシュバック内腔 3 0 は近端部分 1 8 に形成された開口 3 1 から中央弓形部分 2 2 を通じて延び、末端部分 2 4 に並んで形成された針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' に開く。図 3 A に見られるように、フラッシュバック内腔 3 0 は円形断面で、2 本の縫合糸 4 1 と 2 本の引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' を同時に収容する寸法である。しかし、図 3 B 10
に示されるように、フラッシュバック内腔 3 0 の断面には好適には、縫合糸 4 1 のループ 4 1 ' と 2 本の引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' を受ける並列半球状溝 4 5 及び 4 5 ' が含まれる。これは、第一の針 3 7 が引き出されるとき、第二の針 3 7 が針保持ポア 3 2 ' から偶発的に引き出されないようにする役に立つ。針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' はそれぞれ、開口 1 0 の反対側で中央弓形部分 2 2 の末端の位置に形成される開口 3 3 及び 3 3 ' から延びる。さらに、装置 1 を身体に挿入する際中央弓形部分 2 2 を真っ直ぐにするため、ほぼ直線の補強部材がフラッシュバック内腔 3 0 に挿入されることがある。また、装置 1 は直線状に製作され、身体への挿入後、曲がった補強部材が挿入されて装置 1 を曲げ、中央弓形部分 2 2 を形成することもある。

【 0 0 1 0 】

図 4 A 及び図 4 B に見られるように、針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' は、各々針 3 7 を受ける形状の第一の部分 3 5 と、各々縫合糸 4 1 と引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' を受ける形状の第二の部分 3 9 とを含む断面形状を有する。第一の部分 3 5 は、好適実施形態ではほぼ円形である針 3 7 の断面に対応する形状である。第二の部分 3 9 は、針 3 7 が入らないように縮小された寸法であり、第一の部分 3 5 から延び、縫合糸 4 1 と引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' の 1 つを同時に収容する十分な大きさである矩形または三角形の突起である。縫合糸 4 1 は、好適には直径が 0 . 1 0 mm (0 . 0 0 4 インチ) から 0 . 2 5 mm (0 . 0 1 0 インチ) の範囲で長さが 3 8 1 . 0 0 mm (1 5 インチ) から 8 8 9 . 0 0 mm (3 5 インチ) であり、当業技術分野で周知のように「再吸収性」または「非再吸収性」材料の何れかである。引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' は好適には非再吸収性材料から形成され、縫合糸 4 1 と同様の直径である。当業者が認識するように、引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' の機能は、フラッシュバック内腔を通じて延びる針 3 7 の末端の間に結合された縫合糸 4 1 のループ 4 1 ' によって満たされることがあり、その際、縫合糸 4 1 のループ 4 1 ' が近端方向に延びるとき、針 3 7 は針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' を通じて近端に動かされる。

【 0 0 1 1 】

第一の実施形態による装置 1 には一対の針が含まれるので、この装置は好適には、9 . 0 フレンチ・サイズ以下 (1 フレンチ・サイズは直径 3 . 3 0 mm (0 . 1 3 インチ) を表す) の穿刺創を閉鎖するのに使用される。従って、可撓チューブ 1 6 は、好適には 6 . 0 または 8 . 0 フレンチ・サイズである。本発明のさらに別の実施形態に関連して以下説明されるように、二対またはそれ以上の針 3 7 を利用する装置が利用され、9 . 0 フレンチ・サイズより大きい穿刺創を閉鎖することもある。各針 3 7 は好適にはステンレス鋼から構成され、長さ 5 0 . 8 0 mm (2 インチ) から 2 0 3 . 2 0 mm (8 インチ) の間で、0 . 2 5 mm (0 . 0 1 0 インチ) から 0 . 7 6 mm (0 . 0 3 0 インチ) の直径を有する。

【 0 0 1 2 】

装置 1 が動作配置にあるとき、縫合糸 4 1 は針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' に受け入れられる 2 つの針 3 7 の末端の間に延びる。本発明の第一の実施形態では、随意選択の引っ張りコード 4 3、4 3 ' は、各針 3 7 の末端から、針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' の第二の部分 3 9 を通り、フラッシュバック内腔 3 0 を経由して、開口 3 1 に延びる。しかしまた、縫合 50

糸 4 1 は、針 3 7 の末端から、針保持ポア 3 2 及び 3 2 ' の第二の部分 3 9 を通り、フラッシュバック内腔 3 0 を経由して、開口 3 1 に延びることもあり、その際開口 3 1 から延びる縫合糸ループ 4 1 ' の一部は、以下説明されるように、引っ張りコード 4 3 及び 4 3 ' の機能を提供する。

【 0 0 1 3 】

最後に、誘導ワイヤ内腔 3 4 は、装置 1 の末端部分 2 4 を通じて、近端開口 3 6 から、装置 1 の第二の端に形成された末端開口 3 8 に延びる。

【 0 0 1 4 】

動作の際、図 5 から図 1 0 に示されるように、血管（または身体内の他の構造）へのカテーテルの挿入を必要とする患者に対して侵襲性処置が行われるとき、導入鞘が、皮膚（S）を通り、血管（BV）の壁の穿刺創（P）を通じて患者の身体に挿入される。誘導ワイヤ 4 4 は穿刺創を通じて血管内の目標範囲に挿入され、カテーテルは導入鞘を通じ、誘導ワイヤ 4 4 に沿って、血管内の目標範囲に挿入される。処置が完了した後、カテーテルと導入鞘は引き抜かれ、誘導ワイヤ 4 4 はその位置に残される。次に誘導ワイヤ 4 4 の近端が誘導ワイヤ内腔 3 4 を通じて挿入され、装置 1 が身体に挿入され、中央弓形部分 2 2 が血管壁の穿刺創に隣接する部分にまたがるまで穿刺創を通じて誘導ワイヤ 4 4 に沿って動かされる。

10

【 0 0 1 5 】

フラッシュバック内腔 3 0 と針引き抜き内腔 2 6 を観察することで、医師は装置 1 が希望位置にある時を判定する。すなわち、装置 1 が血管に十分に深く挿入されると、フラッシュバック内腔 3 0 内に血液が観察される。しかし、血液が針引き抜き内腔 2 6 内に観察されると、医師には装置 1 を血管に深く挿入しすぎたことが分かる。

20

【 0 0 1 6 】

装置 1 が血管に挿入されると、可撓チューブ 1 6 は曲げられ、装置 1 は血管内に受け入れられ、血管に無理な力を加えることなく血管の方向に延びる。この位置で、開口 3 3 及び 3 3 ' は、穿刺創の近端側に位置する開口 1 0 に面する穿刺創の末端側にある。

【 0 0 1 7 】

図 6 B に示されるように、医師は次に装置 1 を希望方向に回転させ、引っ張りコード 4 3 を開口 3 1 から引っ張り、ひいては針 3 7 の 1 つを針保持ポア 3 2 を通じて前方に引っ張るので、針 3 7 のとがった近端は、血管の壁を通じて引っ張られ、開口 1 0 に入り、針引き抜き内腔 2 6 内に延びる。すると針 3 7 は針引き抜き内腔 2 6 を通じて引っ張られ、血管の壁を通じて針引き抜き内腔 2 6 内に縫合糸 4 1 の第一の端を引き込む。針 3 7 は、針 3 7 の近端が針引き抜き内腔 2 6 の近端から突出するまで引っ張りコード 4 3 によって前方に引っ張られる。次に針 3 7 の近端が医師によって把握され、針引き抜き内腔 2 6 から引き出される。針 3 7 が確実に針引き抜き内腔 2 6 を通じて延びるようにするため、針 3 7 は好適には長さ少なくとも 1 0 1 . 6 0 mm (4 インチ) である。

30

【 0 0 1 8 】

その後、医師は、図 7 に示されるように、中央弓形部分 2 2 が、縫合糸 4 1 の第一の端が血管壁に貫通した点に対して希望位置で血管壁にまたがるまで装置 1 を回転させる。当業者が理解するように、この「希望位置」は普通穿刺創の反対側であるので、装置 1 は第一の針 3 7 が引き抜かれた後約 1 8 0 ° 回転させられる。装置 1 が第二の希望方向にあるとき、医師は開口 3 1 から引っ張りコード 4 3 ' を引き出し、第二の針 3 7 を針保持ポア 3 2 ' を通じて前方に動かすので、第二の針 3 7 のとがった近端は血管の壁を通じて引っ張られ、開口 1 0 に入り、針引き抜き内腔 2 6 内に延びる。第二の針 3 7 は、上記で説明されたように、針引き抜き内腔 2 6 を通じて引っ張られ、縫合糸 4 1 の第二の端を血管の壁を通じて針引き抜き内腔 2 6 内に引っ張る。

40

【 0 0 1 9 】

図 8 から図 1 0 に示されるように、医師は身体から装置 1 を引き抜き、縫合糸 4 1 を針 3 7 の端部から取り外し、2 端を引き結びに結合し、それを血管の方向に内側に動かし、引き締めて穿刺創を密閉する。もちろん、当業者が認識するように、縫合糸 4 1 の 2 端が

50

血管壁を通じて引っ張られた後、２端を互いに固定する様々な他の方法が利用されることがある。

【 0 0 2 0 】

図 1 1 から図 1 9 は、本発明の第二の実施形態による縫合装置を示す。第二の実施形態による装置 1 ' の可撓チューブ 1 6 は好適には第一の実施形態の装置 1 と同様の寸法と可塑性で、以下説明する点だけが異なっている。さらに、当業者が認識するように、特に述べない限り、第一の実施形態に関連して上記で説明された各変形は他の全ての実施形態にも適用される。

【 0 0 2 1 】

図 1 2 に見られるように、装置 1 ' の近端部分 1 8 の断面は、円形断面のフラッシュバック内腔 3 0 を示す。この実施形態のフラッシュバック内腔 3 0 は、第一の端 2 0 から、近端部分 1 8 を通じて、開口 6 8 に隣接して形成された開口 4 9 に延びる。

10

【 0 0 2 2 】

さらに、第一の実施形態の針引き抜き内腔 2 6 の代わりに、装置 1 ' の近端部分 1 8 には、装置 1 ' の第一の端 2 0 から中央弓形部分 2 2 の近端の開口 5 2 に延びるほぼ円形の穿刺創針チャンネル 5 0 が含まれる。この穿刺創針チャンネル 5 0 はまた、可撓チューブ 1 6 の表面を通じて、穿刺創針チャンネル 5 0 の長さに沿って延びる随意選択のスロット 5 4 を含むことが示される。

【 0 0 2 3 】

穿刺創針 5 6 は、近端 5 8 に直径の増大した把握表面 5 8 を有し、穿刺創針チャンネル 5 0 に摺動式に受け入れられる。穿刺創針 5 6 には、把握表面 5 8 に形成された開口 6 0 から、穿刺創針 5 0 の末端 6 2 に形成された開口に延びる中央チャンネル 5 9 が含まれる。１つの縫合系 4 1 は、それぞれのアンカー部材 6 4 と一体式に形成されるかまたはそれに結合され、中央チャンネル 5 9 内に受け入れられる。アンカー部材 6 4 はステンレス鋼コイルばねとして構成される。

20

【 0 0 2 4 】

当業者が認識するように、穿刺創針 5 6 がその近端から末端に延びるスロットを備えている場合、縫合系ループ 4 1 ' は両端にアンカー部材 6 4 を有する１つの縫合系 4 1 によって形成される。すなわち、縫合系の第一の端が縫合系保持室 7 2 に挿入された後、この縫合系 4 1 の第一の長さがスロットを通じて引き出され、縫合系 4 1 の第二の端に取り付けられた第二のアンカー部材は、上記で説明されたように、血管壁の第二の部分を通じて縫合系保持室 7 2 に挿入される。その後、装置 1 ' は身体から引き出され、縫合系ループ 4 1 ' の２端が互いに結び合わされて、周知の技術が使用され、結び目は血管の外側に出るように操作される。

30

【 0 0 2 5 】

プランジャ 6 6 は中央チャンネル 5 9 内に摺動式に受け入れられ、その際アンカー部材 6 4 は開口 6 1 とプランジャ 6 6 の末端の間に配置されるので、プランジャ 6 6 が末端の中央チャンネル 5 9 内に動かされると、アンカー部材 6 4 は開口 6 1 の方向に移動する。

【 0 0 2 6 】

中央弓形部分 2 2 の末端で開口 5 2 に向かい合う開口 6 8 は、針受けスロット 7 0 を通じて、針受けスロット 7 0 に対して増大した直径を有する縫合系保持室 7 2 に延びる。当業者が認識するように、十分な剛性が維持され、アンカー部材の寸法が、縫合系 4 1 が身体から装置 1 ' を引き抜く際縫合系保持室 7 2 から引き抜かれなくないようにするものである限り、アンカー部材の構造には多くの変形がなされうる。

40

【 0 0 2 7 】

動作の際、図 1 5 から図 1 9 に示されるように、装置 1 ' は、中央弓形部分 2 2 が血管壁をまたぎ、開口 5 2 と 6 8 が壁の両側（それぞれ近端と末端）にあるように配置され、第一の実施形態の装置 1 に関連して上記で説明されたように希望位置に回転される。

【 0 0 2 8 】

装置 1 に関連して上記で説明されたように、フラッシュバック内腔 3 0 は、装置 1 ' が

50

希望位置にあるかを判定するために使用される。すなわち、装置 1' が希望位置にあるとき、血液はフラッシュバック内腔 30 内だけで観察され、針チャンネル 50 内では観察されない。すなわち、針チャンネル 50 内の血液は、開口 52 が血管内の正しくない位置にあることを示す。装置 1' が正しく配置されると、医師は把握表面 58 を押して穿刺創針 56 の鋭い末端を開口 52 から末端方向に、血管の壁を通じて開口 56 内に動かす。

【0029】

穿刺創針 56 が縫合糸保持室 72 に挿入されると、医師はプランジャ 66 を中央チャンネル 59 内で末端に押し、アンカー部材 64 を縫合糸保持室 72 内に解放する。次に、穿刺創針 56 は縫合糸保持室 72 から引き抜かれ、プランジャ 66 は完全に中央チャンネル 59 から引き抜かれる。

10

【0030】

装置 1' が随意選択のスロット 54 を含む場合、縫合糸 41 は穿刺創針チャンネル 50 からスロット 54 を通じて引き抜かれる。これによって、穿刺創針チャンネル 50 の直径は、穿刺創針 56 が通過する十分な余裕を提供しつつ最小化される。次に第二のアンカー部材 64 と第二の縫合糸 41 が中央チャンネル 59 に挿入される。

【0031】

図 17 に示されるように、医師は次に装置 1' を第二の希望位置に再方向付けし、第一の実施形態に関連して上記で説明されたように、医師は把握表面 58 を押して穿刺創針 56 の鋭い末端を開口 52 から血管の壁を通じて開口 56 内に末端方向に動かすので、開口 61 は縫合糸保持室 72 内に入る。その後、医師はプランジャ 66 を中央チャンネル 59 に挿入し、それを前方に押しアンカー部材 64 と第二の縫合糸 41 を縫合糸保持室 72 内に解放する。当業者が理解するように、この時点で第二の縫合糸 41 を挿入する代わりに、把握装置が中央チャンネル 59 を通じて縫合糸保持室 72 に挿入されてアンカー部材 64 をつかんで回収し、それを中央チャンネル 59 を通じて引き出すこともある。この場合、2本の個別の縫合糸 41 を互いに結び付ける必要なしに、縫合糸ループ 41' の形成が可能である。

20

【0032】

次に医師は、図 22 に示されるように、身体から装置 1' を引き抜くので、開口 68 から延びる縫合糸 41 の端部が切断されアンカー部材 64 から縫合糸が解放される。次に、図 23 及び図 24 に示されるように、縫合糸 41 の端部は互いに結び付けられ、もう一方の端部は互いに結び合わされて引き締められ、穿刺創を密閉する。

30

【0033】

当業者が理解するように、さらに大きな穿刺創の場合、穿刺創を密閉するために必要な数の縫合糸 41 を挿入するため、装置 1'' が使用される。すなわち、サイズが 9.0 フレンチより大きな穿刺創を閉じるためには、1つの縫合糸 41 では不十分なことがある。従って、上記で説明されたように装置 1'' を使用し約 180° 離れて2つの縫合糸 41 を挿入する代わりに、医師は、例えば、上記で説明された技術を使用して、4つの縫合糸 41 を 90° 間隔で挿入する。次に、装置 1'' が身体から引き抜かれると、医師は、約 180° 分離された第一の対の縫合糸 41 を互いに結び合わせた後、第二の対を結ばなければならない。二対の縫合糸 41 は、色符号付けまたは何らかの同様の技術によって区別される。

40

【0034】

本発明の第三の実施形態による装置 1'' が図 25 及び図 26 に示される。以下説明されるような修正された末端部分 24 を除いて、装置 1'' の構造と動作は第一の及び第二の実施形態の何れかと同一である。

【0035】

すなわち、装置 1'' の末端部分 24 は、近端部分 18 に対して可撓性が增大するように構成される。さらに、末端部分 24 には、応力を加えられていない状態で「J」形であるようにバイアスがかけられている。すなわち、末端部分 24 は、第二の端 40 に形成された末端開口 38 が近端に面するように曲げられている。これによって、装置 1'' が血

50

管を損傷することなく血管の内壁に接触するような装置 1' の挿入が容易になる。すなわち、第二の端 40 の可撓性と「J」形の形状によって、第二の端 40 は、血管の内層を貫通または損傷することなく、内層から偏向して離れている。もちろん、誘導ワイヤ 44 上に受けられたときは、末端部分 24 の「J」形の形状は目立たなくなる。しかし、パイアスは第二の端 40 のわずかな曲がりを持続し、血管内層の内側への装置 1' の衝撃をそらす。

【0036】

上記で説明されたように、サイズが 9.0 フレンチより大きな穿刺創を閉じるためには、1つの縫合系 41 では不十分なことがある。すなわち、図 21 に示されるように、本発明の第四の実施形態による装置 1' ' ' は、ほぼ楕円断面の可撓チューブ 16 中に形成された 4つの針保持ポア 32 に並列に配置された 4つの針 37 を受け入れる。楕円断面であることと 4つの針に対応していること以外は、装置 1' ' ' の構造と動作は、第一の実施形態による装置 1 のものと同様である。

10

【0037】

楕円断面であることによって、4つの針が並列に並ぶ平面での装置 1' ' ' の剛性は増大するが、その平面に垂直に曲がる可撓性は保持される。装置 1' ' ' の 4つの針 37 は対になって互いに結合され、各対の針は、各対の針 37 が（約 180° 離れて）穿刺創の反対側の血管の壁を貫通するように配置される。装置 1' ' ' が身体から取り出されると、各対は互いに結び合わされ、2つの結び目が引き締められて穿刺創を密閉する。

【0038】

もちろん、当業者が理解するように、第一の実施形態による装置 1 の各変形は、装置 1' ' ' にも適用される。同様に、当業者が認識するように、4つの針 37 は、各々が縦に並べて直列に配置された 2つの針 37 を保持する 2つの針保持ポア 32 を有する装置 1' ' ' に受け入れられる。

20

【0039】

図 22 は、本発明による縫合装置 101 のさらに別の実施形態を示す。この実施形態では、針 137 は同時に配置され、解剖学的構造中の開口内で装置 101 を回転させる必要を除去する。これは、剛体近端部分 118 と、中央部分 122 によって接続された可撓末端部分 124 とを有する細長い部材として形成された装置 101 によって達成される。近端部分 118 と末端部分 124 はどちらも、例えば、ほぼ円形の断面である。近端部分 118 の末端 121 は、例えば、近端部分 118 の残りの部分よりわずかに大きな直径を有し、止め 221 を形成する。中央部分 122 は、例えば、楕円形または長円形の断面である。さらに、本発明の装置（1、1"、等）の他の実施形態の中央弓形部分 22 と異なって、中央部分 122 はほぼ直線である。

30

【0040】

図 23 から見られるように、近端部分 116 は、例えば、一对の貫通して延びる軸方向内腔、すなわち、位置指示内腔 200 と縫合系内腔 130 を有する。位置指示内腔 200 は、近端部分 118 の近端 120 の近端位置開口 201 から、中央位置 122 の中央位置開口 202 に延びる。中央部分 122 で、位置指示内腔 200 は、例えば、90° 外側に曲がるので、位置指示内腔 200 は、中央位置開口 202 で終端となるまで半径方向外向きに通る。

40

【0041】

縫合系内腔 130 は、近端部分 118 の近端 120 の近端縫合系開口 131 から、末端部分 124 に配置された針室 132 に延びる。縫合系内腔 130 は、中央部分 122 で中央縫合系開口 203 にも接続される。中央縫合系開口 203 は縫合系内腔 130 から半径方向外向きに延びる。しかし、中央縫合系開口 203 は、例えば、位置指示内腔 200 から反対方向に通るので、中央縫合系開口 203 と中央位置開口 203 は、中央部分 122 の半径方向反対側にある。

【0042】

図 24 に示されるように、縫合系内腔 130 は、例えば、ほぼ楕円形または長円形の断

50

面であるが、位置指示内腔 200 は、例えば、ほぼ円形の断面である。

【0043】

細長い部材 116 のさらなる細部が図 25 に示される。末端部分 124 には、例えば、一对の針 137 を保持する、例えば、1つの軸方向針室 132 が含まれる。針 137 は針室 132 に完全には収容されない。その代わり、各針 137 の一部は針チャンネル 123 を通じて延びる。

【0044】

各針チャンネル 123 は、針室 132 から針チャンネル開口 133 にほぼ軸方向に延びる。しかし、図 25 から見られるように、各針チャンネル 123 はまた、針室 132 からそれぞれの針チャンネル開口 133 に延びる際、わずかに外向きに通る。針チャンネル開口 133 は、末端部分 124 の近端面 233 に現れ、例えば、末端部分 124 の近端面 233 の半径方向反対側に配置される。すなわち、針 137 が針チャンネル 123 を出る際、針 137 はほぼ近端方向（図 25 で見て右側）だが、同時に互いに反対側の半径方向にわずかに外側に移動する。

10

【0045】

互いに半径方向反対側にあることに加えて、針チャンネル開口 133 は各々、例えば、中央位置開口 202 及び中央縫合系開口 203 から半径方向に 90°ずれている。針チャンネル開口 133 は、例えば、楕円中央部分 122 の短軸に半径方向で整合し、中央位置開口 202 と中央縫合系開口 203 は、例えば、中央部分 122 の長軸上に配置されている。

20

【0046】

例えば、ある長さの縫合系 141 の 2つの区分は細長い部材 116 内に収容されている。ある長さの縫合系 141 は 2つに重ね合わされており、縫合系ループ 142 は近端縫合系開口 131 の外側に延びる。ある長さの縫合系 141 の 2つの区分は縫合系開口 131 を通じて縫合系内腔 130 に入り、中央縫合系開口 203 を通じて縫合系内腔 130 を出る。次に 2つの区分は各々それぞれの針チャンネル 123 に入り、最終的には針室 132 に移動する。ある長さの縫合系 141 の各区分の端部は、針室 132 内のそれぞれ 1つの針 137 の末端に接続される。

【0047】

図 25 から見られるように、この実施形態による装置 101 は、3つの区分に製造されるが、それはすなわち、近端部分 118、中央部分 122、及び針チャンネル 123 を収容する末端部分 124 の近端を含む第一の区分と、針室 132 を収容する末端 124 の部分だけを含む第二の区分と、末端部分 124 の末端の柔らかい先端 140 だけを含む第三の区分とである。これらの様々な区分は好適には、例えば押し出し成形またはモールドによって個別に形成された後、互いに取り付けられる。

30

【0048】

図 26、図 27 及び図 28 は、それぞれ図 25 の線 26 - 26、27 - 27、及び 28 - 28 に沿って見た装置 101 の断面図を示す。図 26 は内部に針室 132 を有する末端部分 124 を示す。針室 132 は、例えば 2つの針 137 を収容し、各針 137 はある長さの縫合系 41 の端部に接続される。図 27 は、中央部分 122 と、末端部分 124 の近端面 233 を示す。縫合系 141 は、縫合系内腔 130 と中央縫合系開口 202 から針チャンネル開口 133 に通る。図 28 は、内部に位置指示内腔 201 と縫合系内腔 130 を有する近端部分 118 を示す。縫合系内腔 130 はある長さの縫合系 141 の 2つの区分を収容する。

40

【0049】

装置 101 の針受け本体 220 が、例えば、図 29 及び図 30 に示される。図示されるような針受け本体 220 は、その長さの大部分でほぼ環状の断面を有する細長い部材である。突起 222 は、例えば、針受け本体 220 の近端 221 から半径方向外向きに延びる。突起 222 は針受け本体 220 を取り扱う際助けになる。

【0050】

針受け本体 220 は、軸方向に貫通して延びる装置内腔 225 を有する。装置内腔 22

50

5 は、例えば、全体として針受け本体 2 2 0 と同じ軸を共有する（すなわち、装置内腔 2 2 5 は針受け本体 2 2 0 内に半径方向の中心を有する）。装置内腔 2 2 5 は、近端部分 1 1 8 の外形とほぼ同じか、またはそれよりわずかに大きい直径である第一の内径と、第一の内径よりわずかに大きい第二の内径とを有するので、第一の内径を有する部分と第二の内径を有する部分との交差位置に隣接点 2 2 7 が形成される。

【 0 0 5 1 】

装置内腔 2 2 5 の反対側では、例えば、一对の軸方向針受けチャネル 2 2 6 が延びる。

【 0 0 5 2 】

針受け本体 2 2 0 の内径は細長い部材 1 1 6 の上に摺動式に配置出来るものである。針受け本体 2 2 0 は近端部分 1 1 8 から移動し、針受け本体 2 2 0 の隣接点 2 2 7 が細長い部材 1 1 6 の止め 2 2 1 に接触するまで末端方向に摺動する。この点で、針受け本体 2 2 0 は、（例えば製造工程の一部として）固定式または回転式に細長い部材に接合されるか、または細長い部材 1 1 6 と摺動式及び/または摩擦式に結合されたままとなる。後者の場合、例えば、皮膚の傷を閉じる場合やある種の腹腔鏡処置の際、望ましい場合針受け本体なしで装置 1 0 1 を使用することが可能である。

10

【 0 0 5 3 】

図 3 1 は、末端部分 1 2 4 の末端に配置された先端 1 4 0 を示す。図から見られるように、先端 1 4 0 は J 形の細長い部材のことがある。しかし、先端 1 4 0 は、解剖学的構造と周囲組織の形状に合わせて、直線部材または何らかの他の形状として成形されることもある。先端 1 4 0 には、例えば、貫通して延びる軸方向誘導ワイヤ内腔 1 3 8 が含まれる。先端 1 4 0 は、例えば、軟質または可撓性材料から形成される。先端 1 4 0 の形状とその材料のために、先端 1 4 0 は解剖学的構造に容易に挿入される。

20

【 0 0 5 4 】

本発明のこの実施形態による装置 1 0 1 にはまた、図 3 2 及び図 3 3 に示されるような結び目プッシャ 3 0 0 が含まれる。結び目プッシャ 3 0 0 には、例えば、円形断面を有する縦部材 3 0 1 が含まれる。ノブ 3 0 2 は縦部材 3 0 1 の近端に配置されている。縦部材 3 0 1 の末端は、例えば、丸くなっている。

【 0 0 5 5 】

縦部材の末端は、内部に形成された軸方向スリット 3 0 3 を有する。スリット 3 0 3 は、例えば、ある長さの縫合糸 1 4 1 の 2 つかそれ以上の区分を収容するのに適した寸法だが、結び目がスリット 3 0 3 に入らない十分な小ささである一定の幅を有する。しかし、スリット 3 0 3 の深さは、スリットが縦部材 3 0 1 の末端から近端に延びるに連れて減少する。スリット 3 0 3 は、例えば、縦部材 3 0 1 の半径よりわずかに大きい初期深さを有し、スリットが近端に延びるに連れて、例えば直線的に、0 まで減少する。

30

【 0 0 5 6 】

縦部材 3 0 1 の末端はまた、例えば、内部に形成された円形くぼみ 3 0 4 を有する。くぼみ 3 0 4 はスリット 3 0 3 と交差し、細長い部材 3 0 1 を通る連続経路を形成する。くぼみ 3 0 4 は好適にはスリット 3 0 3 の幅より大きい半径を有し、一般にある長さの縫合糸 1 4 1 の結び目を収容する寸法である。すなわち、ある長さの縫合糸 1 4 1 の結び目はくぼみ 3 0 4 に挿入され、ある長さの結び目 1 4 1 の端部はスリット 3 0 3 を通じて引っ張られ、結び目を締め付ける。

40

【 0 0 5 7 】

図 3 4 から図 4 4 は、縫合糸 1 4 1 を安定させる第二の例示装置と方法を示す。これらの図は、グロメット 5 1 7 によって縫合糸 1 4 1 の自由端を締め付ける、縫合糸クランプ装置 5 0 0 を示している。一般に、圧着装置 5 0 0 には、バレル 5 0 1 とピストン 5 0 3 が含まれる。バレル 5 0 1 には、好適には円筒形状であるシャフト 5 0 5 が含まれ、さらに望ましい場合バレル・ハブ 5 0 7 が含まれることがある。同様に、ピストン 5 0 3 には好適には円筒形シャフト 5 0 9 が含まれ、ピストン・ハブ 5 1 1 が含まれることがある。ピストン 5 0 3 とバレル 5 0 1 は、ピストン 5 0 3 がバレル 5 0 1 に挿入されるような寸法である。

50

【0058】

バレル501の末端とピストン503は、ピストン503の末端がバレル501に挿入されるときに圧縮されるような構造である。すなわち、バレル501には内部カム表面513が含まれ、ピストン503には外部カム表面515が含まれる。ピストン503の末端はまたグロメット517を受け入れるよう構成されている。グロメット517はピストンが圧縮される際かしめられ、グロメット517に通された縫合糸141を締め付ける。

【0059】

ピストン503の末端には好適には一對のアーム519が含まれるが、これは可撓性で、ピストン503がバレル501内に進む際容易に圧縮される。可撓性をさらに向上させるために、ピストン503にはさらに、アーム519の基部に形成された逃がし穴521が含まれることがある。グロメット517を保持するために、アーム519は好適には、図39に最もよく例示されているようにくぼみ516を備えているが、この目的で任意の保持機構が使用される。さらに、図39及び図40に例示されているように、アーム519は好適には端部520の近くで横方向に圧縮され、ピストン503がバレル501内に完全に前進出来るようにする。

10

【0060】

グロメット517は好適には円形、例えば円錐曲線回転体の形状であり、例えば、金属、プラスチック、または生物学的材料といった、任意の適切な材料から形成される。グロメット517は好適には少なくとも部分的には再吸収性であるが、望ましい場合永久材料が使用されることがある。特に有利な構造では、グロメット517には複数の層が含まれる。例えば、グロメット517には、永久または吸収性材料の外部層によって取り囲まれた、シアノアクリレートまたはフィブリンといった接着剤の内部層が含まれることがある。また、グロメット517には、例えば、コラーゲンまたは接着剤の外部層によって取り囲まれた永久または吸収性材料の内部層が含まれることもある。

20

【0061】

図43及び図44に例示されているように、縫合糸141はバレル501に通され、バレル501の末端は血管の方向に向けられる。次に縫合糸141はグロメット517に通される。この目的で、グロメット517には、図42に示されるように、横方向スリット518が含まれることがある。引っ張り張力が縫合糸141に印加されると、ピストン503は、カム表面513及び515がアーム519を圧縮するまでバレル501に挿入される。この圧縮によってグロメット517がかしめられ、縫合糸141の上でグロメット517を締め付ける。この方法で、縫合糸141は、結び目を結ぶ必要なしに、迅速に安定化され、穿刺創を密閉する。

30

【0062】

バレル501には好適には止め523が含まれる。止め523は、異なった内径を有するバレル501の2つの区分の隣接点に形成される。すなわち、バレル501の末端は、バレル501の近端区分の直径よりわずかに小さい直径を有する。バレル501の末端の直径は好適には、ピストン503の外形に密接に対応するよう選択される。すなわち、ピストン503がバレル501内に進む際、ピストン503の外径とバレル501の内径の間に受け入れられた縫合糸141の部分は、逃がし穴521が止め523を越えて前進する際切断される。この方法で、縫合糸141の長い方の端部は自動的に縫合糸141のかしめられた区分から取り除かれる。

40

【0063】

図44Aは、本発明のさらに別の例示実施形態を示す。この実施形態では、制御アーム内腔163は、例えば、引き込み式アンカー160とアンカー制御アーム162を収容する形状である。すなわち、制御アーム内腔163の半径方向に外向きに延びる部分は、例えば、制御アーム開口161の方向に、後方に(すなわち近端方向に)傾斜していることがある。

【0064】

制御アーム162は、例えば、図44Aに示されるように、制御アーム内腔163の軸

50

部分を通じて延び、近端位置開口 201 を出る。アンカー 160 は、制御アーム 162 の末端近くで制御アーム 162 に取り付けられる。アンカー 160 は、少なくとも部分的に、例えば、制御アーム内腔 163 の後方傾斜区分に保持される。

【0065】

例示実施形態では、アンカー 160 は可撓部材である。バイアスをかけられていない形状では、アンカー 160 の端部は曲がったアンカー・フック 164 を形成することがある。このバイアスをかけられていない形状は、例えば、図 44A に示されるように、アンカー・フック 164 が位置指示内腔制御アーム内腔 163 の外にある時得られる。アンカー・フック 164 が制御アーム内腔 163 の中にあるとき、位置指示内腔の内壁はアンカー・フック 164 にバイアスをかけ、ほぼ真っ直ぐな形状にする。

10

【0066】

当業者が理解するように、制御アーム 162 と、アンカー 160 は、引き込み位置と伸張位置の間で移動出来る。引き込み位置では、制御アーム 162 は末端方向に制御アーム内腔 163 内に突出し、アンカー・フック 164 を含むアンカー 160 は、制御アーム内腔 163 の中に引き込まれる。望ましい場合、いくつかの機能が利用され、制御アーム 162 の末端方向の移動を制限する。例えば、制御アーム止め 166 が、制御アームの縫合装置 102 の外側の部分に取り付けられることがある。制御アーム止め 166 は、制御アーム 160 が最末端位置に達するとき縫合装置 101 の末端に接触する。同様に、制御アーム 162 の末端が制御アーム内腔 163 の末端面に接触し、制御アーム 162 がそれ以上末端方向に移動するのを妨げることもある。また、制御アーム 162 の直径が末端から

20

【0067】

制御アーム 162 が引き出されて伸張位置にあるとき、アンカー 160 は制御アーム開口 161 の外側に延び、アンカー・フックは曲がった、バイアスのかけられていない形状に戻る。

【0068】

実際には、アンカー 160 は、上記で説明されたような位置指示内腔 200 と共に、またはその代替案として動作する。縫合装置 101 は身体内に挿入され、制御アーム 162 とアンカー 160 は、例えば、引き込み位置にある。装置 101 が希望位置に近付くと、制御アーム 162 とアンカー 160 は伸張位置に移動し、アンカー・フック 164 は血管の内側に接触し、縫合装置 101 を希望位置に保持する。上記で説明されたように血管が縫合されると、アンカー 160 は引き込まれ、縫合装置 101 は身体から取り出される。

30

【0069】

この実施形態による装置 101 の動作が図 45 から図 52 に示される。血管（または身体内の他の構造）へのカテーテルの挿入を必要とする患者に対して侵襲性処置が行われるとき、導入鞘が、皮膚（S）を通り、血管（BV）の壁の穿刺創（P）を通じて患者の身体に挿入される。誘導ワイヤ 144 は穿刺創を通じて血管内の目標範囲に挿入され、カテーテルは導入鞘を通じ、誘導ワイヤ 144 に沿って、血管内の目標範囲に挿入される。

40

【0070】

処置が完了した後、カテーテルと導入鞘は引き抜かれ、誘導ワイヤ 144 はその位置に残される。次に誘導ワイヤ 144 の近端が誘導ワイヤ内腔 138 を通じて挿入され、装置 101 が身体に挿入され、中央弓形部分 122 が穿刺創内に配置される（すなわち、穿刺創の両側の血管の壁が中央部分 122 を取り囲む）まで穿刺創を通じて誘導ワイヤ 144 に沿って移動する。穿刺創の周囲の壁の伸びが出来る限りわずかになるように、中央部分 122 の長軸は穿刺創の長さで整合している。

【0071】

位置指示内腔 201 を観察することで、医師は装置 101 が希望位置にある時を判定す

50

ることが出来る。すなわち、装置 101 が血管に十分に深く挿入されると、位置指示内腔内に血液が観察され始める。また、アンカー 160 も、提供されるならば、装置 101 を位置決めするために使用される。

【0072】

装置 101 が血管に挿入される際、可撓先端 140 は曲がり、装置 101 は、血管を緊張させることなく血管内に受け入れられ、血管の方向に延びる。この位置で、針チャンネル 123 は血管の内側にあり、針のとがった組織穿刺端は近端に、すなわち近端部分 118 の方向に面する。

【0073】

望ましい場合、次に針受け本体 220 が近端部分 118 の周囲に導入され、止め 221 に達するまで近端部分 118 の上を摺動させられる。針受け本体は必要な場合回転され、針受け内腔 226 を針チャンネル開口 133 と整合させる（針受け本体 220 が細長い部材 116 に固定式に取り付けられていないと想定した場合）。

【0074】

装置 101 の全ての構成要素が配置されると、操作員はある長さの縫合糸 141 のループ 142 を引っ張る。縫合糸が細長い部材 116 を通じて引き抜かれるに連れて、針 137 は針室 132 及び針チャンネル 123 から引き出される。針 137 は穿刺創の両側で血管の壁に貫通し、針受け内腔 226 が存在する場合そこに入る。針 137 は、針 137 の近端が、針受け本体 220 が存在する場合その近端を出る十分な長さである。

【0075】

次に操作員は針 137 を把握してそれを血管壁及び/または針受け本体 220 から引き出し、図 50 に示されるように、ある長さの縫合糸 141 のループ 142 を縫合糸チャンネル 130 を通じて引っ張り血管の中に戻す。次にある長さの縫合糸 141 は針 137 から分離され、針受け本体から引き抜かれる。ある長さの縫合糸 141 が結び合わされた後、結び目プッシャ 300 が使用され、結び目とある長さの縫合糸 141 全体を引き締めて、穿刺創を密閉する。もちろん、当業者が理解するように、代替的に上記で説明されたようなクリンプ装置 500 が利用されることもある。

【0076】

本発明による装置 101 の付加的な機能が図 53 に示される。針 137 は、針室 132 内に配置されたプラットフォーム 150 に取り外し式に植え込まれることがある。プラットフォーム 150 によって、ユーザは、ロッド（図示せず）を縫合糸内腔 130 と針室 132 に挿入することで針 137 が部分的に展開した後、針 137 を針室 132 に押し戻すことが出来る。ロッドは、プラットフォーム 150 を末端方向に押し、針 137 を同様に末端方向に移動させ、それらの初期位置に戻すために使用される。この機能は、例えば、ある長さの縫合糸 141 が完全な展開前に切断した場合や、針 137 の 1 つが障害物に遭遇した場合有用である。

【0077】

プラットフォーム 150 は、誘導ワイヤ 44 が利用され針 137 を展開する、本発明による縫合装置のさらに別の実施形態と併用する際特に有用である。図 55 に例示されるように、この実施形態による装置 400 には、装置 400 の全長を通じて延びる誘導内腔 410 が含まれる。誘導内腔 410 は誘導ワイヤ 44 を受けるように構成され、好適には、図 58 に例示されるように、装置 400 内の中心に配置される。装置 400 には、上記で説明されたように他の内腔及び室が含まれることがある。

【0078】

装置 400 のプラットフォーム 150 は好適には円筒形状であるが、その意味するところは、プラットフォーム 150 には好適には貫通するポアが含まれるということだけである。従って、理解されるように、「円筒形」という用語には、貫通するポアを有する任意の形状が含まれる。すなわち、プラットフォーム 150 は、ポアが誘導内腔 410 に整合するように配置される。この方法で、誘導ワイヤ 44 はプラットフォーム 150 を通じて延びる。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

装置 4 0 0 の誘導ワイヤ 4 4 には、ワイヤ 4 4 に結合された取り付け具 4 2 0 が含まれるが、「結合」という用語には、接着結合、機械的結合、溶接、または一体式配置を含む、取り付け具 4 2 0 とワイヤ 4 4 が取り付けられる任意の配置が含まれる。取り付け具 4 2 0 とプラットフォーム 1 5 0 は互いに選択的に嵌合するよう構成される。この目的で、任意の種類 of 嵌合機構が利用される。好適な嵌合機構には、雌ねじと雄ねじ、またはラグと溝の配置が含まれる。

【 0 0 8 0 】

実際には、図 6 0 に例示されるように、誘導ワイヤ 4 4 が血管に挿入される。次に、装置 4 0 0 が誘導ワイヤ 4 4 の上に挿入される。装置 4 0 0 が、上記で説明されたものを含む任意の方法によって配置されたならば、誘導ワイヤ 4 4 は、取り付け具 4 2 0 とプラットフォーム 1 5 0 が接触するまで引き抜かれる。次に誘導ワイヤ 4 4 または装置 4 0 0 (または両方) が操作、例えば回転され、取り付け具 4 2 0 とプラットフォーム 1 5 0 を嵌合させる。次に、図 6 1 から図 6 3 に例示されているように、誘導ワイヤ 4 4 がさらに引き抜かれ、針 1 3 7 を展開する。この展開には縫合糸 1 4 1 を引っ張る必要がないため、縫合糸 1 4 1 が切断する可能性は最小化される。理解されるように、例示実施形態には縫合糸内腔 1 3 0 が含まれているが、縫合糸は望ましい場合装置 4 0 0 に完全に収容されることもある。

【 0 0 8 1 】

本発明による装置 1 0 1 の実施形態は、1 つのある長さの縫合糸 1 4 1 と一対の針 1 3 7 に関連して説明された。しかし、理解されるように、簡単な修正(例えば、より多くの針チャンネル 1 2 3 を追加する、等)によって、多数の針を同時に展開することが出来るようになる。

【 0 0 8 2 】

図 6 4 から図 7 0 は、ハンドル 5 0 4 と、チューブ 5 0 2 の末端に結合された中央部分 5 0 6 の間に延びるほぼ円形断面を有するチューブ 5 0 2 を含む、本発明のさらに別の実施形態による装置 5 0 0 を示す。中央部分 5 0 6 は弧に沿ってチューブ 5 0 2 の軸から離れて曲がるが、それによって中央部分 5 0 6 はチューブ 5 0 2 の軸の方向に戻り、末端部分 5 0 8 に接続する。すなわち、チューブ 5 0 2 の末端は、中央部分 5 0 6 によって形成される間隙を越えて末端部分 5 0 8 の近端に面する。中央部分 5 0 6 の断面積は末端部分 5 0 8 のそれにほぼ等しく、中央部分 5 0 6 と末端部分 5 0 8 両方の断面積はその全長に沿ってほぼ一定であるが、チューブ 5 0 2 の断面積は好適には中央部分 5 0 6 の末端部分 5 0 8 のそれと等しいか、それよりわずかに大きい。誘導ワイヤ内腔 5 0 7 は末端部分 5 0 8 の末端部を通じて延びる。

【 0 0 8 3 】

針挿入内腔 5 1 0 は、チューブ 5 0 2 とハンドル 5 0 4 を通じて、ハンドル 5 0 4 の近端に形成された開口 5 1 2 から、チューブ 5 0 2 の末端に形成された開口 5 1 4 まで延びる。縫合糸取り外しスロット 5 1 3 は、ハンドル 5 0 4 とチューブ 5 0 2 を通じて延び、針挿入内腔 5 1 0 の内部を、針挿入内腔 5 1 0 の全長に沿って装置 5 0 0 の外側に開く。位置指示内腔 5 1 6 は、中央部分 5 0 6 の一部を通じてハンドル 5 0 4 内に形成された開口 5 1 8 から、中央部分 5 0 6 に形成された開口 5 2 0 まで延びる。末端部分 5 0 8 の近端に形成された針入口開口 5 2 2 は、末端部分 5 0 8 を通じて軸方向に延びる針受けチャンネル 5 2 4 の中に延びる。針受けチャンネル 5 2 4 は、この装置と共に使用される針 5 2 6 の長さの 2 倍以上の長さだけ延びる。初期の配置では、装置 5 0 0 内に針は受け入れられない。また、第一の針 5 2 6 の全てまたは一部が、第一の針 5 2 6 のとがった末端が針挿入内腔 5 1 0 内にある限り針挿入内腔 5 1 0 内に受け入れられることもある。以下説明されるように、使用の際、装置はまず患者に挿入され、次に、希望縫合位置にあるとき、第一の針 5 2 6 が、図 6 5 に示されるように開口 5 1 2 を通じて針挿入内腔 5 1 0 に挿入され、その後針プッシャ 5 3 0 が第一の針 5 2 6 の後方で針挿入内腔 5 1 0 を通じて摺動される。縫合糸 5 2 8 のループが一対の針 5 2 6 の近端の間に結合され、縫合糸取り外しス

10

20

30

40

50

ロット513は、縫合糸528が縫合糸取り外しスロット513を通じて針挿入内腔510から引き抜かれる際針526が針挿入内腔510内に保持されるような寸法である。

【0084】

この装置は好適にはハンドル504の近端から部分508の近端の針入口開口522までほぼ剛体であり、可撓チューブが末端部分508の近端から末端方向に延びている。この剛体構造によって開口514と522が処置の間互いに確実に整合される一方で、末端部分508の末端チューブの可撓性によって、末端部分508は、血管に無理な力を加えることなく曲がり、血管の方向に追従する。

【0085】

動作の際、図67に示されるように、患者に対して侵襲性処置が行われ、前に血管（または体内の他の構造）に挿入されたカテーテルが引き抜かれたとき、誘導ワイヤは、血管への穿刺創を通じて、組織管を通じて延びる位置に残されることがある。その場合穿刺創は密閉しなければならない。すなわち、誘導ワイヤの近端が誘導ワイヤ内腔507を通じて挿入され、装置500が身体に挿入されて、中央部分506が穿刺創に隣接した血管壁の部分にまたがり、開口514が血管壁に近接して位置し、針入口開口522が血管壁内に来るまで穿刺創を通じて誘導ワイヤに沿って移動させられる。ここで誘導ワイヤは引き抜かれる。

【0086】

位置指示内腔516と針挿入内腔510を観察することで、医師は装置500が希望位置にあるかを判定出来る。すなわち、装置500が血管に十分に深く挿入されると、血液が位置指示内腔516内に観察される。しかし、血液が針挿入内腔510内で観察される場合、医師には、装置500が血管に深く挿入され過ぎていることが分かる。血管内に正しく配置されると、装置500は（望ましい場合）指定された方向に回転される。ここで第一の針526を挿入するために装置500が正しく配置されると、医師は第一の針526とそれに取り付けられた縫合糸528のループの第一の端を開口512を通じて針挿入内腔510に挿入し、針526と縫合糸528を、針プッシャ530を使用し、針挿入内腔に沿って末端方向に押す。針526が末端方向に進むと、針526の鋭い末端は開口514を出て、血管壁に貫通し、針入口開口522を通じて針受けチャンネル524に入る。医師は、針526の近端が針受けチャンネル524内に完全に受け入れられるまで針526を末端方向に進ませ続けた後、針プッシャ530を装置500から引き抜く。

【0087】

その後、医師は装置500を第二の方向に回転させ、その間位置指示内腔516と針挿入内腔510を観察して、図68に示されるように、血管壁が開口514と針入口開口522の間にあることを確認する。開口514と針入口開口522の間に受け入れられた血管壁の第二の部分は普通、第一の針が血管壁に貫通した点から約180°分離している。当業者が理解するように、例えば、血管を密閉する際医師が使用を希望する縫合糸の数に応じて、任意の角度の分離が達成される。装置500が第二の方向にあるとき、医師は第二の針526とそれに結合された縫合糸528のループの第二の端を開口512を通じて針挿入内腔510に挿入し、第一の針526についてなされたのと同様に、第二の針526の近端が針受けチャンネル524内に完全に受け入れられるまで、針プッシャ530を使用し、針挿入チャンネル510と血管壁を通じて第二の針526を前進させる。

【0088】

医師は装置500から針プッシャ530を引き抜いた後、身体から装置500を引き抜き、針526は末端部分508に受け入れられる。図69に示されるように、医師は次に針から縫合糸を切断し、縫合糸を引き締めて縫合糸ループ528を結び合わせ、穿刺創を密閉する。

【0089】

本発明のさらに別の実施形態による装置600が、図71及び図72に示される。以下説明されるような中央部分622、新しい回転要素602、及びフラッシュバック内腔630の構造を除いては、装置600の構造と動作は図64から図70の実施形態のもの

10

20

30

40

50

ほぼ同様である。

【0090】

中央部分622には、近端部分618と末端部分624の間に回転式に結合された回転式部材602が含まれる。すなわち、回転式部材622は、フラッシュバック内腔630の周囲を、例えば、180°回転する。これによって末端部分624の近端と近端部分618の末端の間に間隙が形成される。装置600には、回転式部材602に結合された回転要素604が含まれるので、回転要素604がユーザによって回転される際、回転式部材602は対応する角度だけ回転する。回転要素604は近端部分618の近端620に接続される。回転要素604は、近端部分618に摺動式に受け入れられたチューブ608を介して回転式部材602に結合され、その際チューブ608の内径はフラッシュバック内腔630の近端部分を形成する。このチューブ608の近端及び末端は、それぞれ回転要素604と回転式部材602に非回転式に結合される。もちろん、当業者が理解するように、フラッシュバック内腔630は、装置が血管内の動作位置にあるとき血管内に位置する任意の開口まで延びることがある。

10

【0091】

動作の際、装置600が患者の血管に挿入される前に、回転式部材602は医師により（回転要素604を使用して）、中央部分622の外面が近端部分618及び末端部分624の外面とほぼ連続する表面を形成するように配置される（図72参照）。この位置で、装置600は好適にはほぼ連続円筒を形成する。先行実施形態と同様、装置600は、開口633が血管内にあり、その一方で針出口開口610が血管の近端側で穿刺創の外側にあるように配置される。次に医師は、例えば、180°回転要素を回転し、回転式部材602の上部表面612を、近端部分618及び末端部分624の対応する部分から離れて回転させ、近端部分618と末端部分624の間に間隙605を形成する。次にユーザはフラッシュバック内腔630を通る血液の流れを検証し、血管壁が開口633と610の間に確実に配置されるようにする。すなわち、前の実施形態に関連して説明されたように、針637は針挿入チャンネル626を通じて末端方向に挿入され、血管の壁を貫通して針受けチャンネル632に入る。針637は、針全体が針受けチャンネル632内に完全に受け入れられるまで末端方向に押される。次に装置は血管壁の開口内の第二の位置まで回転され、針637の第二のものが血管壁の第二の部分で針受けチャンネル632に挿入され、第二の針637は針受けチャンネル632内に完全に受け入れられるに至る。次に回転要素602は、装置600がほぼ連続円筒を形成する位置まで回転して戻され、装置600は患者の身体から引き抜かれる。次に針637の間に結合されたある長さの縫合糸641の端部が互いに結合され、開口を密閉する。当業者が理解するように、回転式部材602は、間隙605が、針637が開口610及び632の間を十分通過できるものである限り、ここで示された180°以外の位置にも回転できる。

20

30

【0092】

図73及び図74は、本発明の追加実施形態による装置700を例示する。装置700の構造と動作は、以下説明されるような中央部分722、フラッシュバック内腔730及び追加膨張チューブ740の構造を除いては、図71及び図72の装置600のものと同様である。

40

【0093】

すなわち、中央部分722は、近端及び末端部分718及び724の間に位置する間隙内に配置される。中央部分722には、好適にはバルーンである膨張式部材742が含まれるが、これは、近端部分718の近端から近端部分718の末端に形成される膨張開口746まで延びる膨張チューブ740を介して膨張することが出来る。空気または他の流体が膨張チューブ740を介して膨張式部材742に供給されると、膨張式部材742は間隙714の反対側で中央部分722の表面から離れて膨張し、血管の壁を押し。これによって装置700は膨張式部材742の反対側の血管壁の部分を押す、血管壁のこの部分は、間隙714内で好適には深い、所定の位置に受け入れられる。

【0094】

50

動作の際、装置 700 が患者の血管に挿入されるとき、膨張式部材 742 は当初収縮状態にあり、フラッシュバック内腔 730 に隣接する装置 700 の表面に沿って延びる。装置 700 が、開口 733 が穿刺創の末端側にあり、開口 710 が穿刺創の近端側にあるように配置されるとき、医師は膨張チューブ 740 を通じて気体または液体を提供し、膨張式部材 742 を膨張させる。膨張式部材 742 は血管壁の第一の部分に接触し、血管壁の第一の希望貫通位置で装置 700 の開口 733 及び 710 を位置決めする助けになる。すなわち、膨張式部材 742 は、血管壁の開口を閉塞することで、密閉処置中血液の漏れを防止するために使用される。その後、ユーザは、上記で説明されたように、針挿入内腔 726 を通じて第一の針 737 を末端方向に挿入して第一の希望位置で血管の壁を貫通し、針受けチャンネル 732 に入りそれを通じて縫合糸 741 のループの第一の端を引っ張る。第一の針 737 は、第一の針 737 全体が針受けチャンネル 732 内に完全に受け入れられるまで末端方向に押される。

10

【 0095 】

次にユーザは装置 700 を穿刺創内の第二の位置に回転させる。その後、ユーザは、第二の針全体が針受けチャンネル内に受け入れられ膨張式部材 742 を収縮させるまで、血管壁の第二の希望貫通位置を通じて第二の針 737 と、ある長さの縫合糸 741 の第二の端を挿入する。次に装置 700 は患者の身体から取り外され、縫合糸 741 のループの 2 つの端部は互いに結合され、開口を密閉する。

【 0096 】

当業者が理解するように、この装置の針は一度に穿刺創の片側だけで組織に貫通するので、近端部分の直径は末端及び中央部分と同じように小さく製作することが出来、針が穿刺創の両側で同時に展開するより大きな直径の装置が必要とされるように穿刺創をそれ以上伸ばす必要はない。

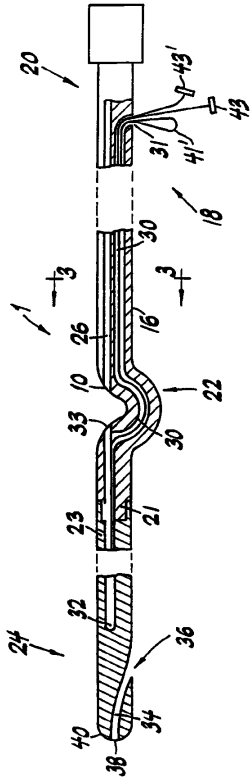
20

【 0097 】

上記で説明された実施形態には、当業者に明らかな多くの他の変形が存在する。理解されるように、これらの修正は、本明細書に添付の請求項によってのみ制限される、本発明の教示の範囲内である。さらに、様々な実施形態の動作が、血管の壁の開口を密閉することに関連して説明されたが、当業者が理解するように、本発明は様々な内部器官または構造の開口を密閉するためにも使用される。

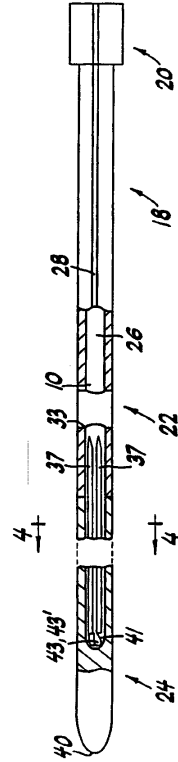
【 図 1 】

図1



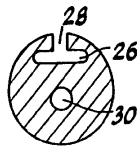
【 図 2 】

図2



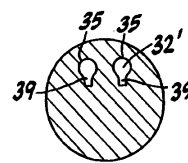
【 図 3 A 】

図3A



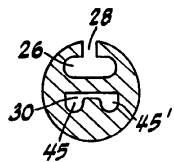
【 図 4 B 】

図4B



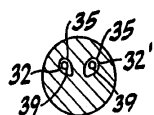
【 図 3 B 】

図3B



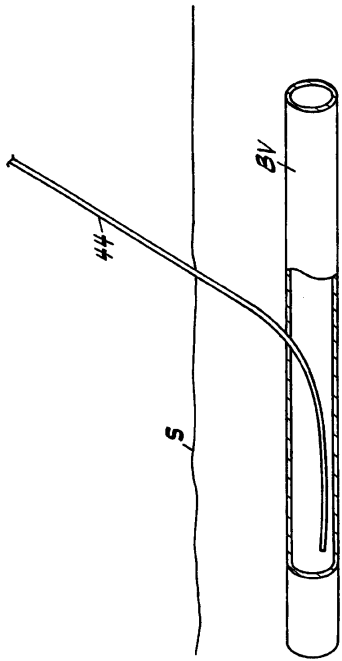
【 図 4 A 】

図4A



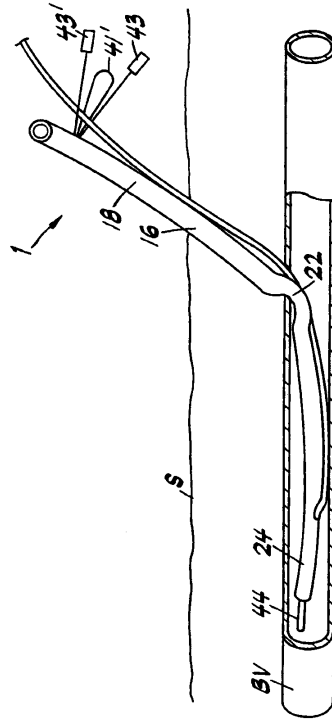
【 図 5 】

図5



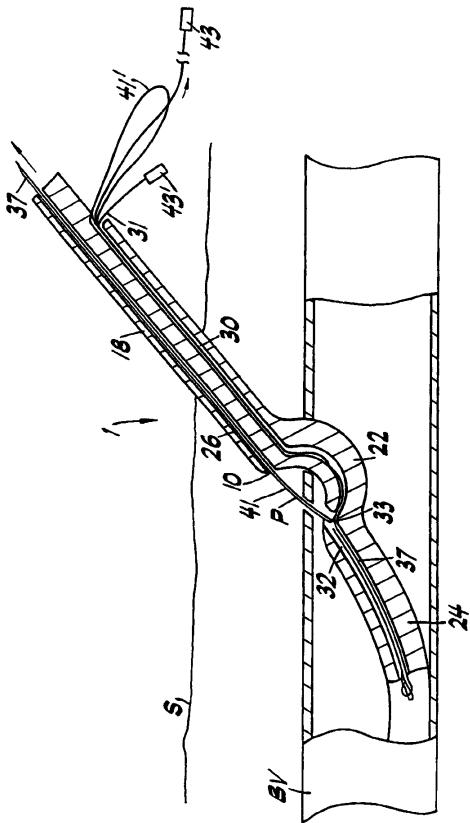
【 図 6 A 】

図6A



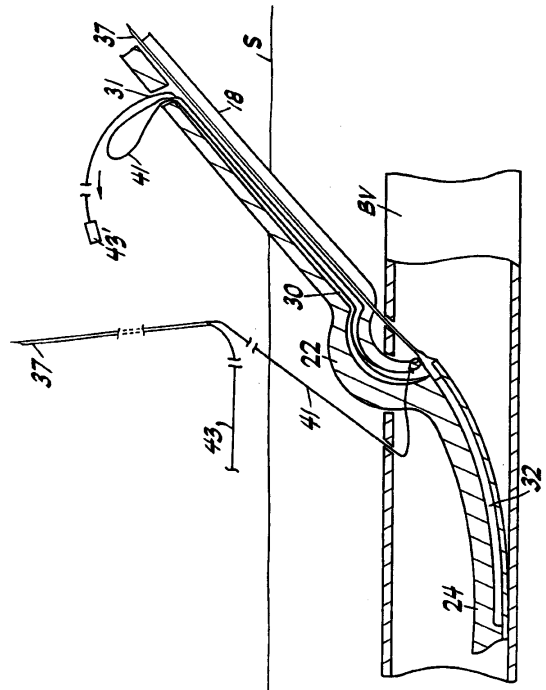
【 図 6 B 】

図6B



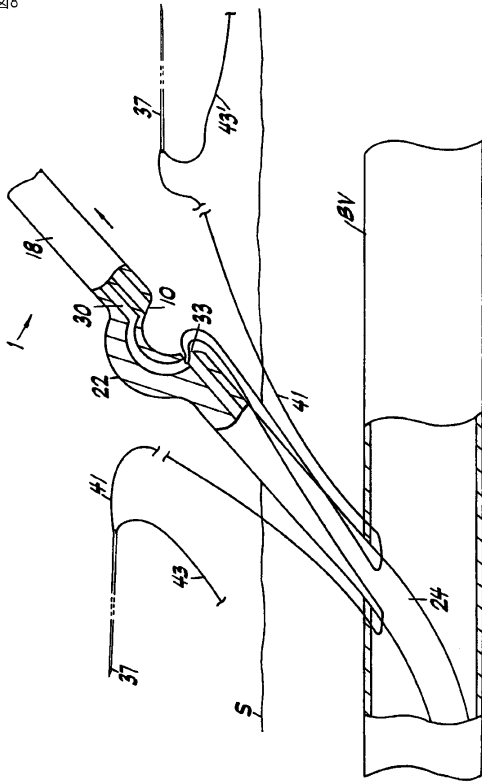
【 図 7 】

図7



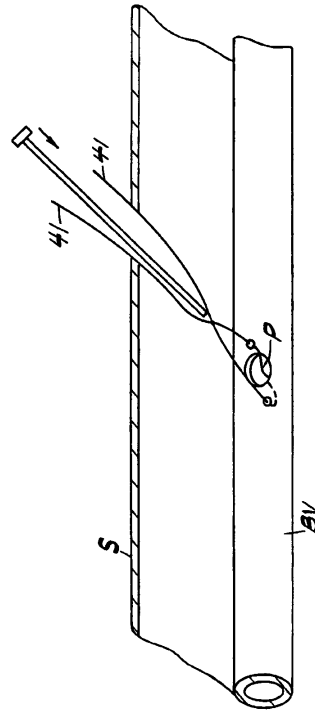
【 図 8 】

図8



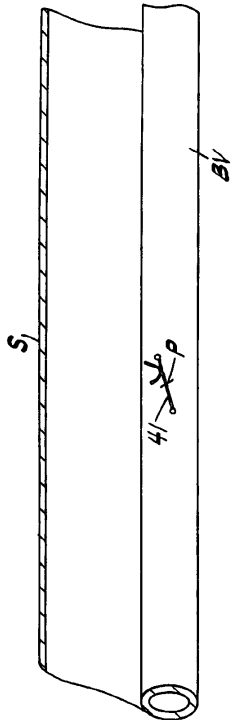
【 図 9 】

図9



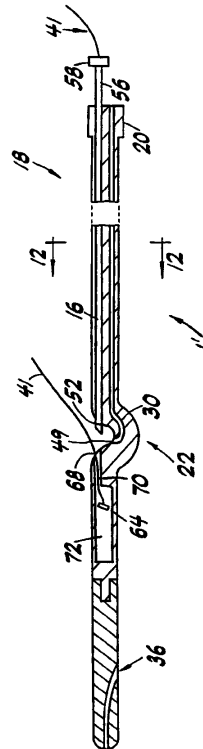
【 図 10 】

図10



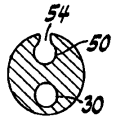
【 図 11 】

図11



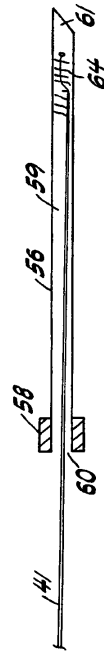
【 12 】

图12



【 13 】

图13



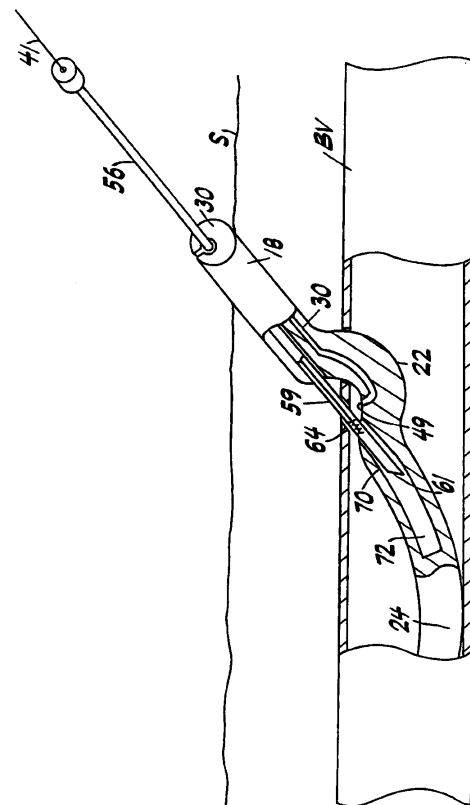
【 14 】

图14



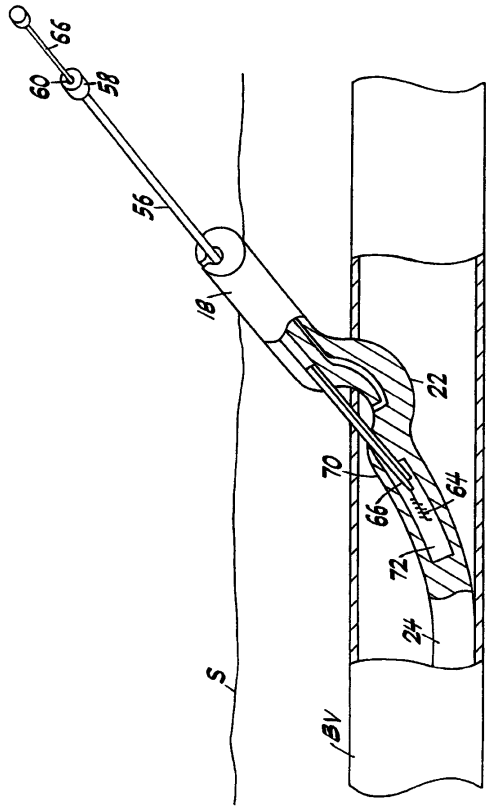
【 15 】

图15



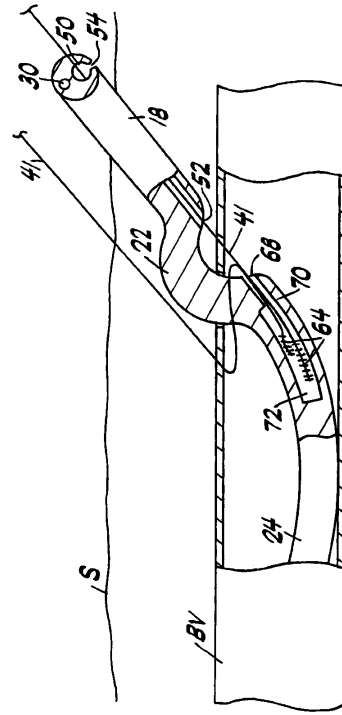
【 16 】

图16



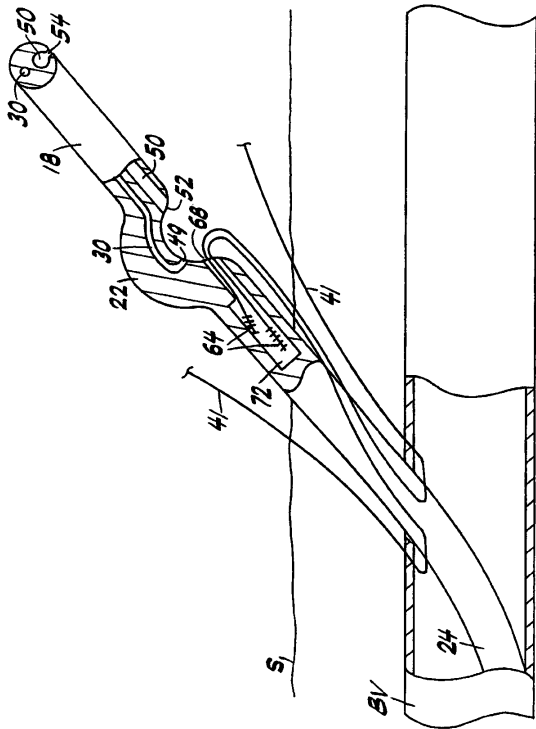
【 17 】

图17



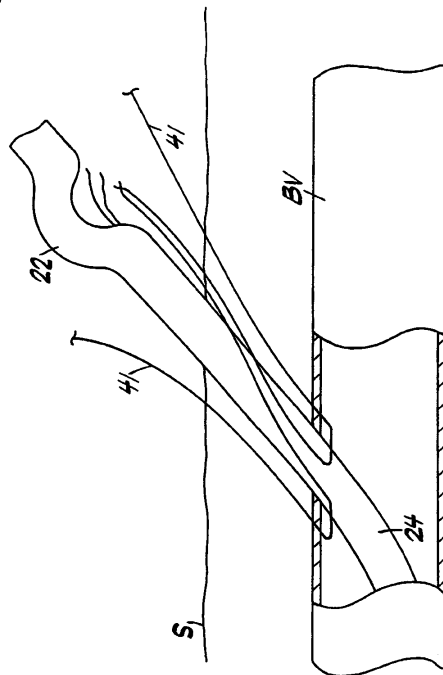
【 18 】

图18



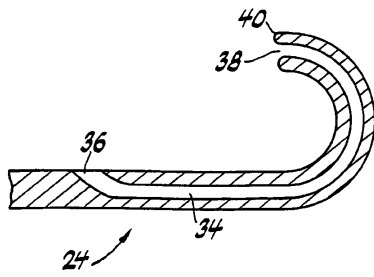
【 19 】

图19



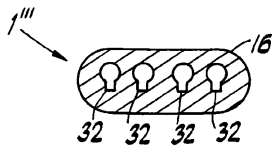
【 20 】

图20



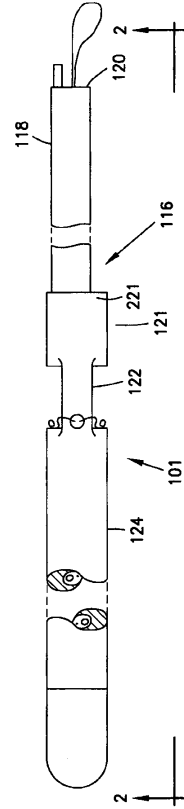
【 21 】

图21



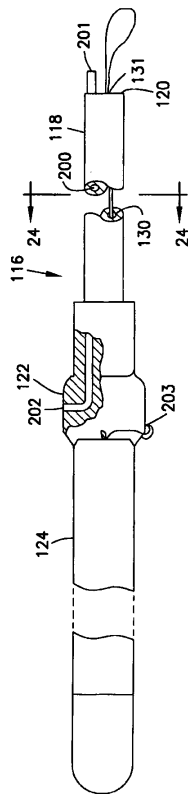
【 22 】

图22



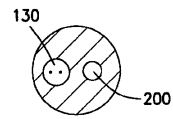
【 23 】

图23



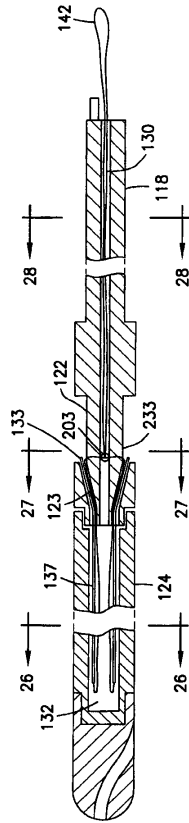
【 24 】

图24



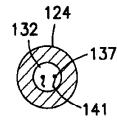
【 25 】

25



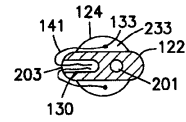
【 26 】

26



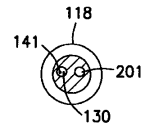
【 27 】

27



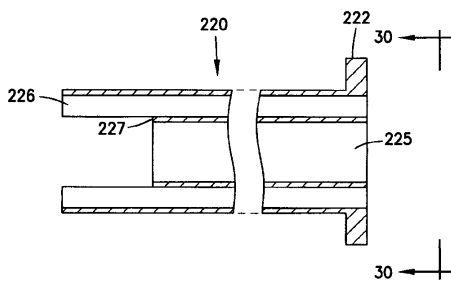
【 28 】

28



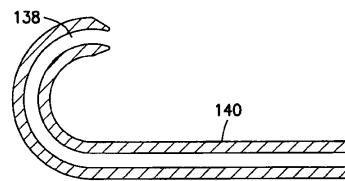
【 29 】

29



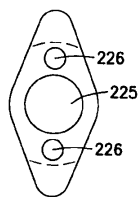
【 31 】

31

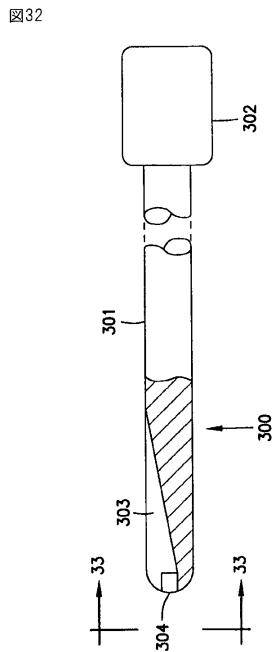


【 30 】

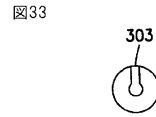
30



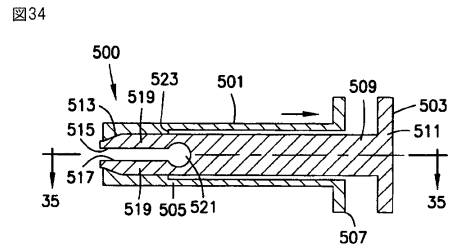
【 図 3 2 】



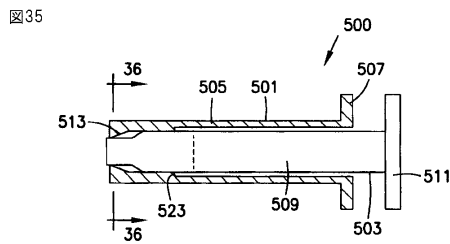
【 図 3 3 】



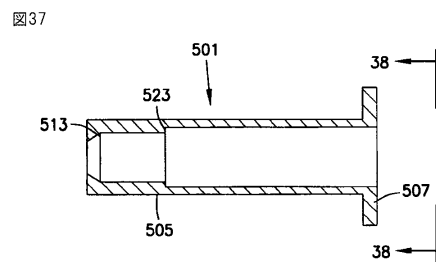
【 図 3 4 】



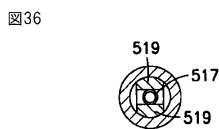
【 図 3 5 】



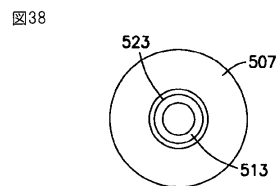
【 図 3 7 】



【 図 3 6 】

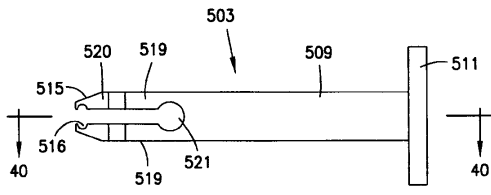


【 図 3 8 】



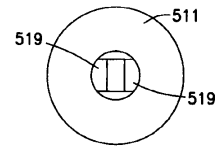
【 図 3 9 】

図39



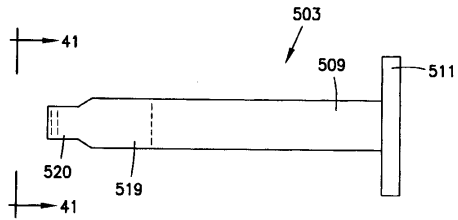
【 図 4 1 】

図41



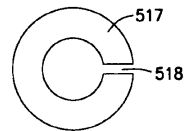
【 図 4 0 】

図40



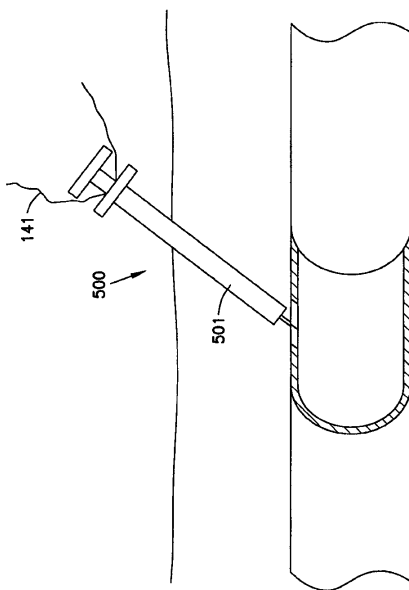
【 図 4 2 】

図42



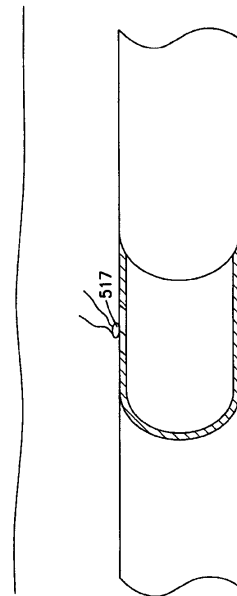
【 図 4 3 】

図43



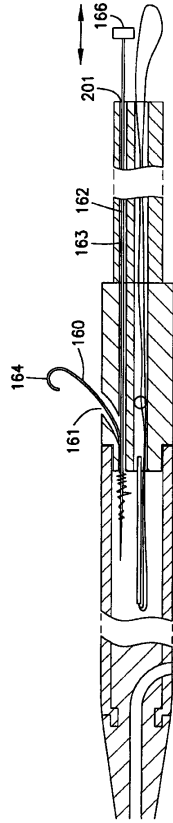
【 図 4 4 】

図44



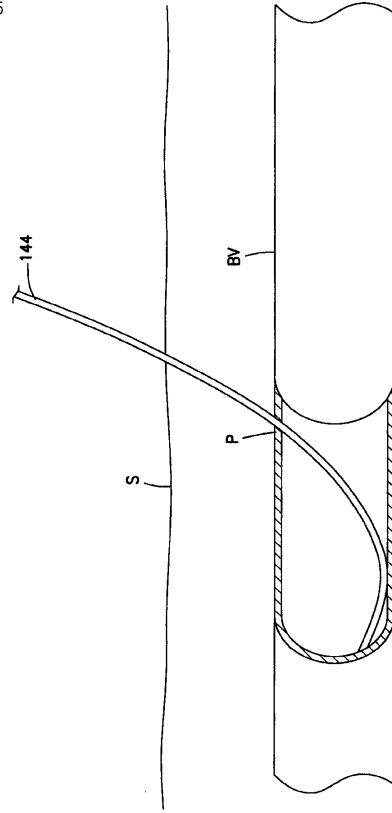
【 4 4 A 】

44A



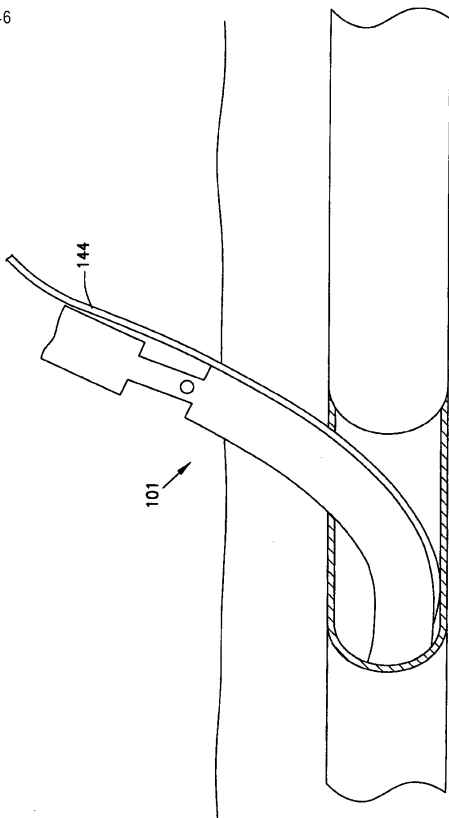
【 4 5 】

45



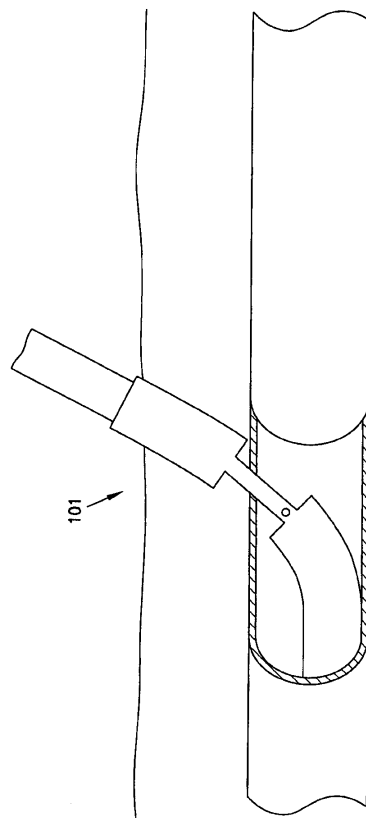
【 4 6 】

46



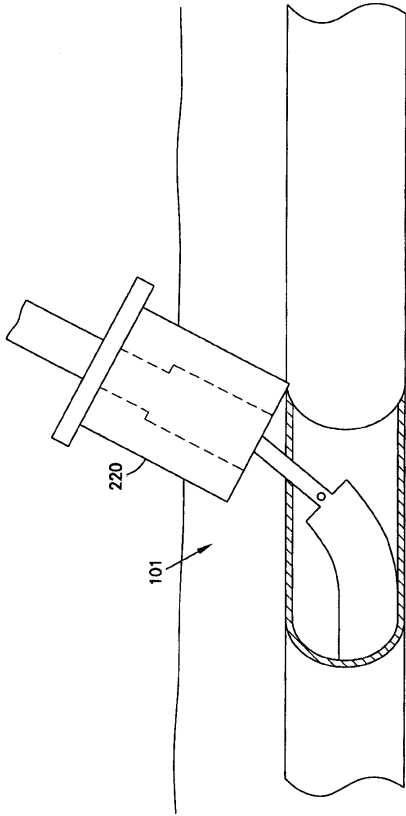
【 4 7 】

47



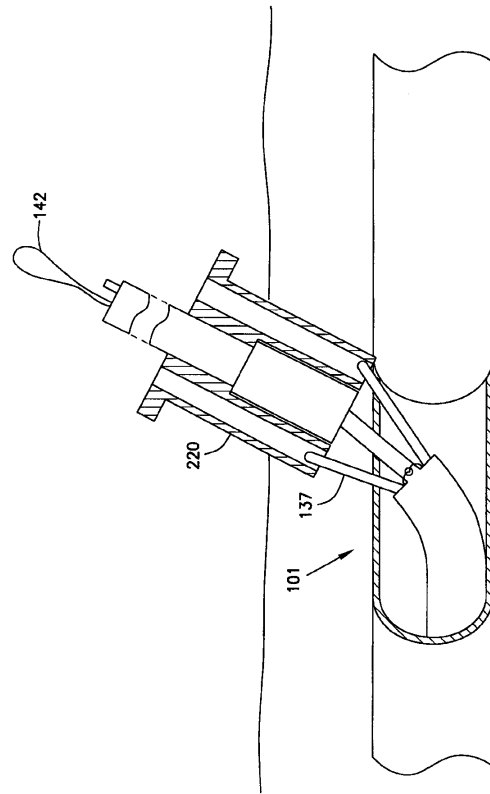
【 48 】

48



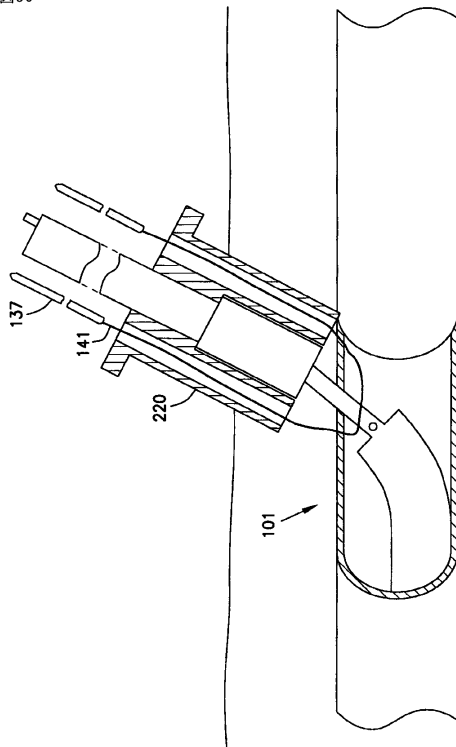
【 49 】

49



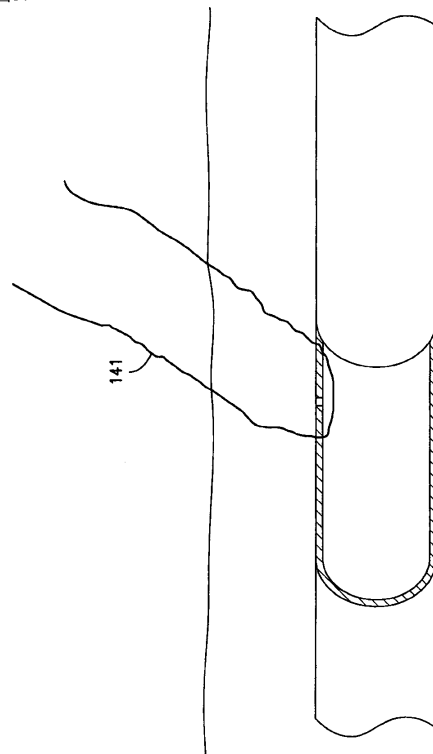
【 50 】

50



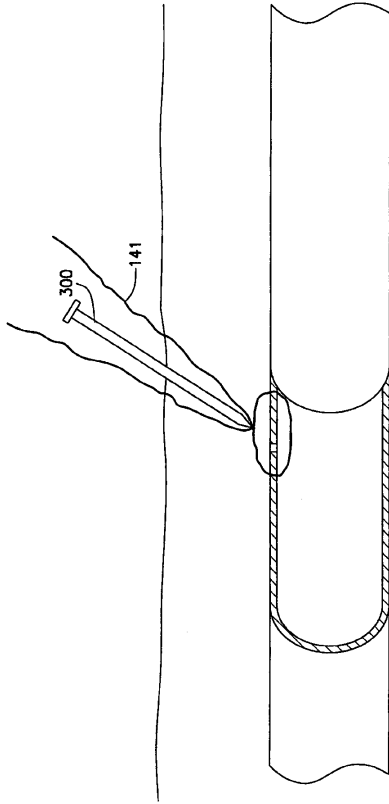
【 51 】

51



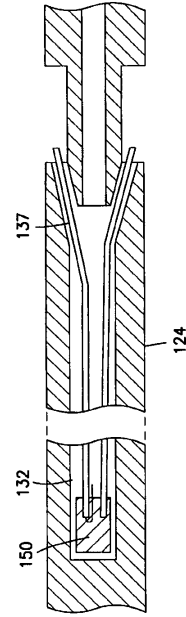
【 52 】

52



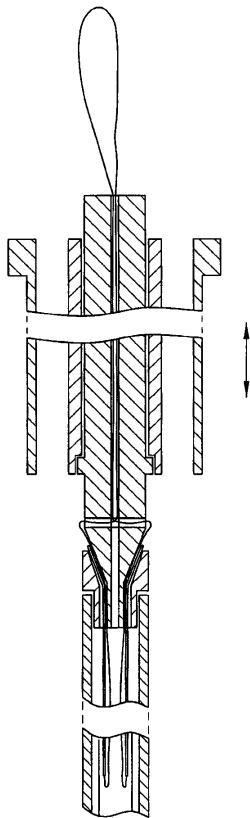
【 53 】

53



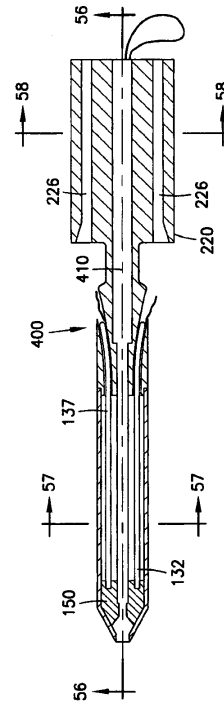
【 54 】

54



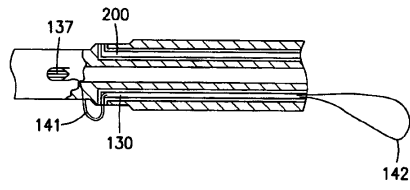
【 55 】

55



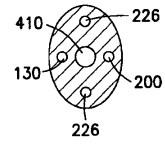
【 56 】

56



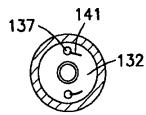
【 58 】

58



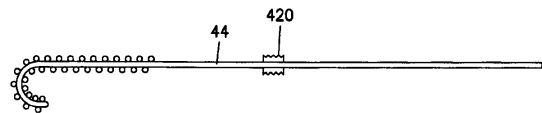
【 57 】

57



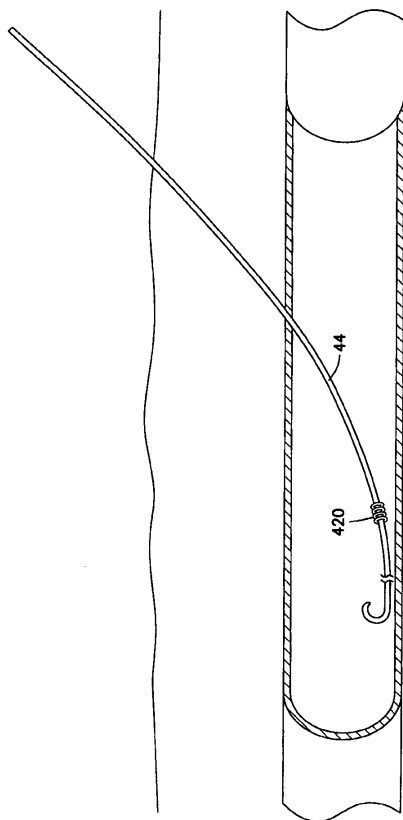
【 59 】

59



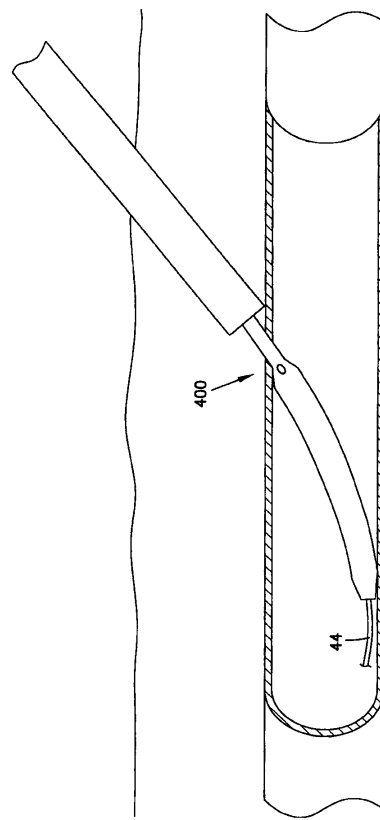
【 60 】

60



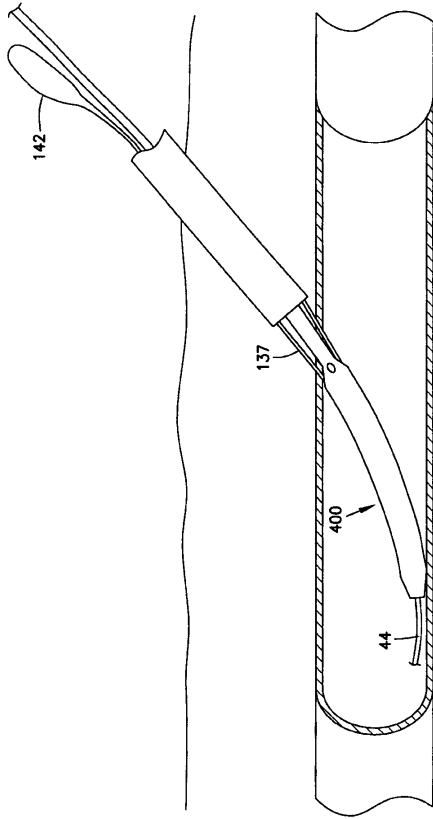
【 61 】

61



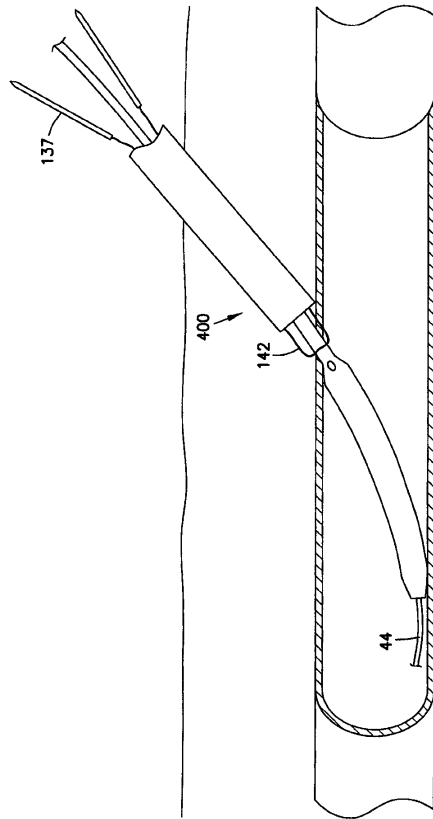
【 6 2 】

62



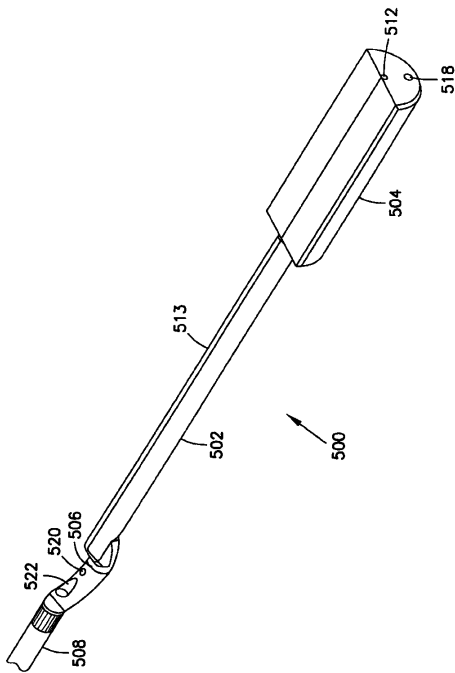
【 6 3 】

63



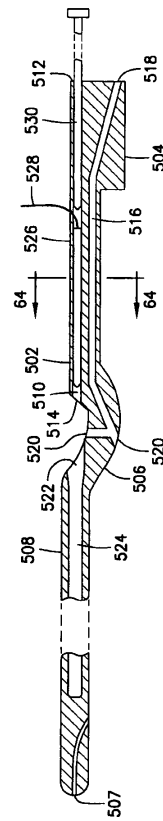
【 6 4 】

64



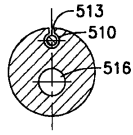
【 6 5 】

65



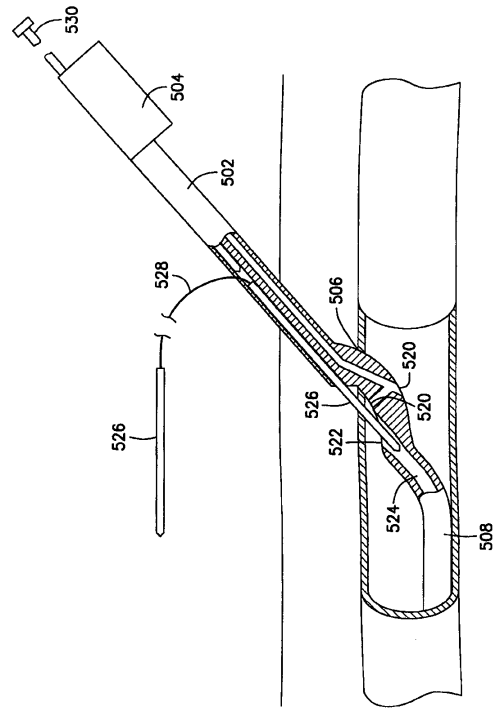
【 66 】

図66



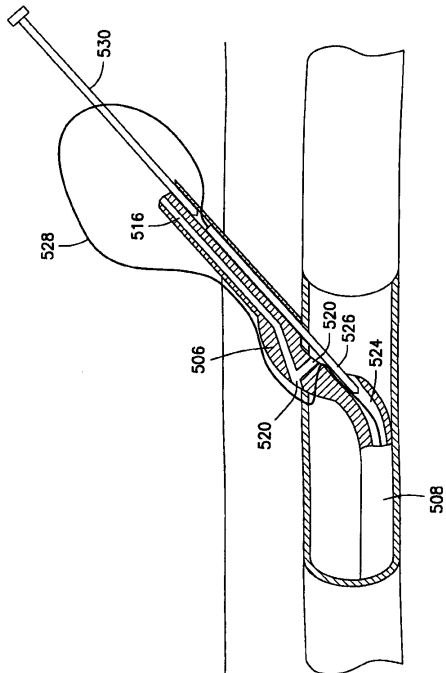
【 67 】

図67



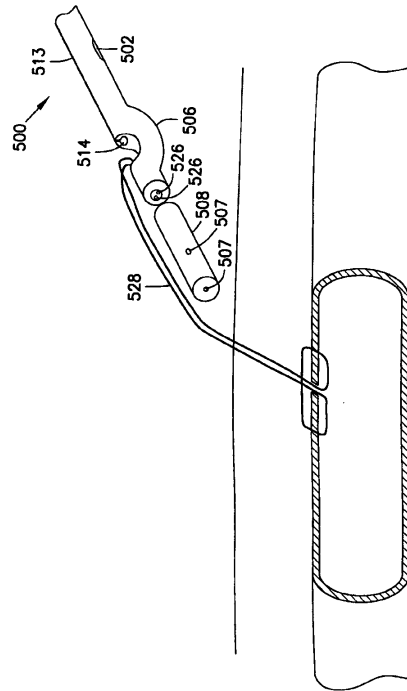
【 68 】

図68



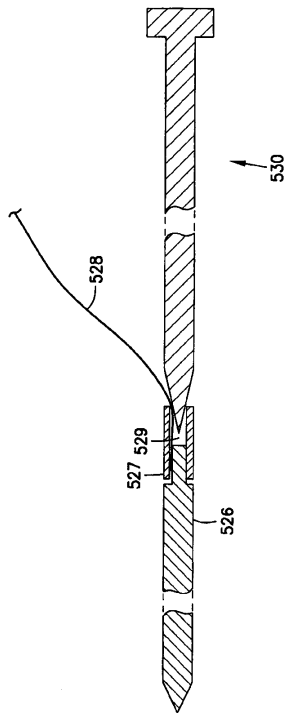
【 69 】

図69



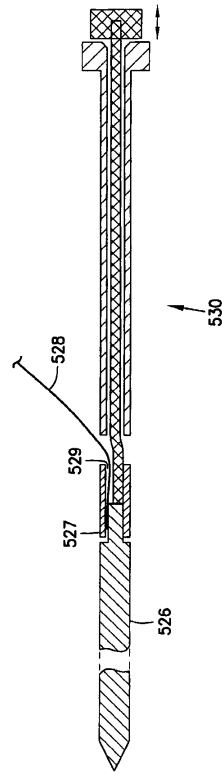
【 70 】

70



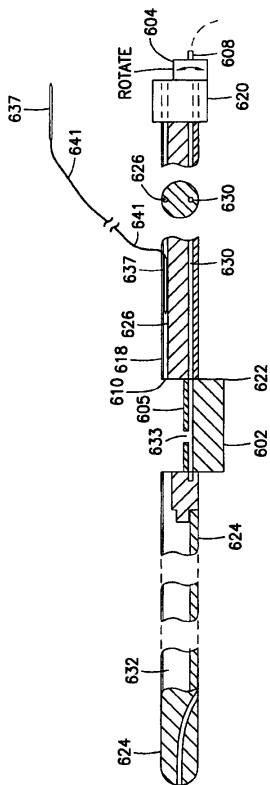
【 70 A 】

70A



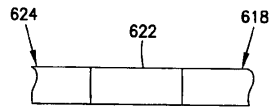
【 71 】

71



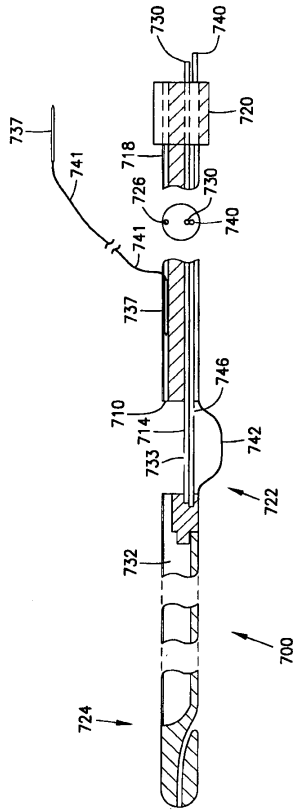
【 72 】

72



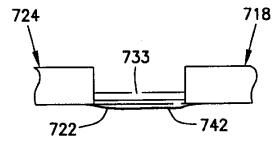
【 73 】

73



【 74 】

74



フロントページの続き

(74)代理人 100145425

弁理士 大平 和由

(74)代理人 100153084

弁理士 大橋 康史

(72)発明者 コントス, スタブロス

アメリカ合衆国, ニュージャージー 07675, ウッドクリフ レイク, ベアブルック ドラ
イブ 11

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 米国特許第05810849(US, A)

特開平10-043192(JP, A)

米国特許第05876411(US, A)

特表平10-506559(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/03

- A61B 17/062