

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-509974

(P2013-509974A)

(43) 公表日 平成25年3月21日(2013.3.21)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 17/064 (2006.01)</b>	A 6 1 B 17/08	4 C 1 6 0
<b>A 6 1 B 17/08 (2006.01)</b>	A 6 1 B 17/10	
<b>A 6 1 B 17/10 (2006.01)</b>		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 107 頁)

(21) 出願番号 特願2012-538090 (P2012-538090)  
 (86) (22) 出願日 平成22年11月9日 (2010.11.9)  
 (85) 翻訳文提出日 平成24年6月12日 (2012.6.12)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2010/056059  
 (87) 国際公開番号 W02011/057282  
 (87) 国際公開日 平成23年5月12日 (2011.5.12)  
 (31) 優先権主張番号 12/757, 275  
 (32) 優先日 平成22年4月9日 (2010.4.9)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 61/280, 896  
 (32) 優先日 平成21年11月9日 (2009.11.9)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512119780  
 カーディオバスキュラー テクノロジーズ  
 、インク。  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
 550、リバーモア、1787 バーディ  
 ット ストリート  
 (74) 代理人 110000729  
 特許業務法人 ユニアス国際特許事務所  
 (72) 発明者 ハウサー、ラッセル、エー。  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94  
 550、リバーモア、4574 カントリ  
 ー レーン

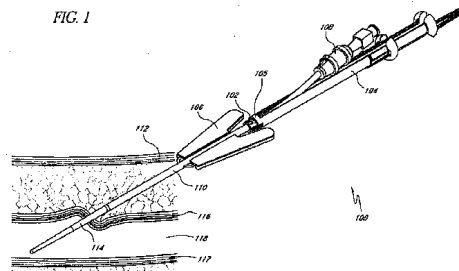
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織縫合装置、移送用装置及びシステム、キット及びそのための方法

(57) 【要約】

発明は、組織縫合装置、移送用装置及びシステム、キット及びそのための方法に関する。前記組織縫合装置は、圧迫の代わりに組織縫合を達成でき、導入装置により、または体外から速かに展開可能に構成される。

FIG. 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

縫合装置であり、

(a) 自体交差式幾何学的構造を持つ可とう性遠位スカートと、

(b) 前記可とう性遠位スカートの近位面と接触する一端部を持つステムと、  
を備える縫合装置。

**【請求項 2】**

前記可とう性遠位スカートは、一つ以上の折り曲げ可能な特徴部を備える請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 3】**

前記折り曲げ可能な特徴部は、外力が印加されれば、屈曲のための自然な位置を形成する薄いセクションである請求項 2 に記載の縫合装置。

**【請求項 4】**

前記自体交差式幾何学的構造は、選択された方向に力が印加される時にスカート表面の 2 つの領域の間で接触するように構成され、これにより、前記自体交差式幾何学的構造を偏向させるために要求される力の大きさをさらなる増分ほど増大させる請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 5】**

近位に位置設定される一つ以上の半径方向延長要素をさらに含み、前記ステムは、可とう性遠位スカートと一つ以上の半径方向延長要素との間に位置設定される請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 6】**

前記可とう性遠位スカートの近位面は、アンカーリング突出部、ニブ (nib) またはリップ (rib) のうち少なくとも一つ以上持つ請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 7】**

前記可とう性遠位スカートは、円形、三角形、タマゴ型 (oval)、卵形 (ovoid)、楕円形、正方形、皿型または丸いエッジから選択される形状を持つ請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 8】**

前記ステムは、中央と、中央ではない領域のうち少なくとも一つで可とう性遠位スカートの近位面上に位置設定される請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 9】**

前記ステムは、正方形、三角形、矢尻形、台形、長方形、J 字形、Y 字形、フック型及び球根型を含む群から選択される断面プロファイルを持つ請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 10】**

前記ステムは、ステムを貫通して近位に位置設定される開口をさらに備える請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 11】**

前記ステムは、体内でステムのアンカーリングを達成するのに好適に構成される一つ以上の外部特徴部をさらに備える請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 12】**

前記ステムは、その近位端部から始まるステム長手方向軸線に対して平行なその長さの少なくとも一部に沿って一つ以上のスロットをさらに備える請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 13】**

前記ステムは、留め金、ソケット、破壊可能なステムまたは引裂可能なステムを形成するように構成される近位端部を持つ請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 14】**

前記ステム及び可とう性遠位スカートのうち少なくとも一つは、テザーとリリース可能に連通される請求項 1 に記載の縫合装置。

**【請求項 15】**

10

20

30

40

50

前記テザーは、ワイヤー、バネ、ねじ、リボン、縫合線、及びチューブのうち一つ以上である請求項 14 に記載の縫合装置。

【請求項 16】

組織縫合移送システムであり、  
管状医療装置と、  
組織縫合移送カートリッジと、  
請求項 1 に記載の縫合装置と、  
ガイド及びシール組立て体と、  
プランジャと、

を備える組織縫合移送システムにおいて、

前記管状医療装置は、近位端部で組織縫合移送カートリッジとリリース可能に結合するように構成され、前記組織縫合移送カートリッジは、近位端部でガイド及びシール組立て体とリリース可能に結合するように構成され、前記プランジャは、ガイド及びシール組立て体、組織縫合移送カートリッジ及び管状医療装置それぞれでルーメンを通じて前進するように構成される組織縫合移送システム。

【請求項 17】

前記管状医療装置は、針、チューブ、ガイドワイヤー、電極ワイヤー、静脈内ワイヤー、導入装置、シース、拡張器、カテーテル、腹腔鏡、内視鏡、套管針、展開ツール、またはカニュレのうち一つ以上である請求項 16 に記載の組織縫合移送システム。

【請求項 18】

カートリッジ本体；テーパ状遠位先端部；圧縮性セクション；透明セクション；貫通して延びるルーメンを備える移送カプセルをさらに備え、前記透明セクションは、縫合装置を収納するように構成される請求項 16 に記載の組織縫合移送システム。

【請求項 19】

少なくとも一つの前記管状医療装置または移送カプセルは、弁をさらに備える請求項 18 に記載の組織縫合移送システム。

【請求項 20】

前記移送カプセルは、カートリッジ本体の外側面上で近位に位置設定される一つ以上のつめ特徴部；遠位に位置設定される一つ以上のアンダーカット；カートリッジ本体内の外側溝；一方向スナップ特徴部；アンダーカットされた中央ボア；または一つ以上のコレットのうち一つ以上をさらに備える請求項 18 に記載の組織縫合移送システム。

【請求項 21】

前記移送カプセルは、中央開口を通じてプランジャを収容するように構成される請求項 18 に記載の組織縫合移送システム。

【請求項 22】

前記移送カプセルは、プランジャの第 1 軸線方向への移動、そして第 1 軸線方向とは異なる第 2 軸線方向への移動に対して抵抗可能に構成される請求項 21 に記載の組織縫合移送システム。

【請求項 23】

組織縫合方法であり、  
血管組織にある開口を通じて血管内に管状医療装置の遠位端部を挿入する段階と、  
管状医療装置の近位端部で、またはこの近位端部付近で請求項 1 に記載の縫合装置を収容する段階と、  
管状医療装置を通じて縫合装置を前進させる段階であり、これにより、縫合装置が血管内で管状医療装置の遠位端部を部分的に抜け出るか、または完全に抜け出るようにする段階と、  
を含む組織縫合方法。

【請求項 24】

血管組織にある開口を通じて血管から管状医療装置を除去する段階、  
をさらに含む請求項 23 に記載の組織縫合方法。

10

20

30

40

50

## 【請求項 25】

可とう性遠位スカートが血管内に残っている間に、縫合装置のステムが血管組織にある開口に進入するように許容する段階、  
をさらに含む請求項 24 に記載の組織縫合方法。

## 【請求項 26】

前記縫合装置は、テザーに連結される請求項 23 に記載の組織縫合方法。

## 【請求項 27】

前記縫合装置からテザーを除去する段階、  
をさらに含む請求項 26 に記載の組織縫合方法。

## 【請求項 28】

前記テザーが前記縫合装置に連結された状態に残っているように許容する段階、  
をさらに含む請求項 26 に記載の組織縫合方法。

## 【請求項 29】

前記テザーは、生吸収性材料からなる請求項 28 に記載の組織縫合方法。

10

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本出願は、2009年11月9日付で出願された、発明の名称が“生吸収性プラグ組織縫合システム(Bioabsorbable Plug Tissue Closure Systems)”である米国仮特許出願第61/280,896号の優先権を主張し、また、2010年4月9日付で出願された、発明の名称が組織“縫合装置、移送用装置及びシステム、キット、そしてそのための方法(Tissue Closure Devices, Device and Systems for Delivery, Kits and Methods Therefor)”である米国特許出願第12/757,275号の一部継続出願であって、前記米国特許出願に対する優先権を主張するが、前記米国特許出願第12/757,275号は、2009年4月9日付で出願された、発明の名称が“医療装置の非外傷性移送のための導入装置シーサアダプター(Introducer Sheath Adapter for the Atraumatic Delivery of a Medical Device)”である米国仮特許出願第61/212,296号、2009年9月21日付で出願された、発明の名称が“組織縫合装置システム及び方法(Tissue Closure Device Systems and Methods)”である米国仮特許出願第61/277,359号、及び2009年11月9日付で出願された、発明の名称が“生吸収性プラグ組織縫合システム(Bioabsorbable Plug Tissue Closure Systems)”である米国仮特許出願第61/280,896号の優先権を主張し、2008年12月3日付で出願された、発明の名称が“案内式組織切断装置、方法及び利用方法、そしてそのためのキット(Guided Tissue Cutting Device, Methods, of Use and Kits Therefor)”である米国特許出願第12/327,655号の一部継続出願であり、前記米国特許出願第12/327,655号は、2008年10月31日付で出願された、発明の名称が“血管縫合装置、システム及びその利用方法(Vascular Closure Devices, Systems, and Methods of Use)”である米国特許出願第12/263,322号の継続出願であり、前記米国特許出願第12/263,322号は、2007年12月3日付で出願された、発明の名称が“案内式組織切断装置及びその利用方法(Guided Tissue Cutting Device and Method of Use)”である米国優先権特許出願第61/005,435号、及び2008年8月26日付で出願された、発明の名称が“組織縫合装置、システム及びその利用方法(Tissue Closure Devices, Systems and Methods of Use)”である米国優先権特許出願第6

20

30

40

50

1 / 190, 100号の優先権を主張し、また2002年6月28日付で提出されて現在は米国特許第6,726,696号である米国特許出願第10/183,396号の一部継続出願であり、前記米国特許出願第10/183,396号は、2002年4月23日付で提出された、発明の名称が“動脈切開部縫合装置及び技術(Arteriotomy Closure Devices and Techniques)”である米国特許出願第10/127,714号の一部継続出願であり、2001年4月24日付で出願された、発明の名称が“経皮性血管アクセス縫合装置及び方法(Percutaneous Vessel Access Closure Device and Method)”である特許出願第60/286,269号、及び2001年6月25日付で出願された、発明の名称が“経皮性血管アクセス縫合装置及び方法(Percutaneous Vessel Access Closure Device and Method)”である特許出願第60/300,892号、及び2001年6月28日付で出願された、発明の名称が“経皮性血管アクセス縫合装置及び方法(止血パッチまたはカラー)[Percutaneous Vessel Access Closure Device and Method (Hemostatic Patch or Collar)]”である特許出願第60/302,255号の優先権を主張し、これらの開示内容は、引用することでその全体内容が本明細書に含まれ、本明細書の一部を形成する。

10

#### 【0002】

本発明は、一般的に医療装置及び技法に係り、さらに具体的には、心血管組織縫合装置、システム、技法及びキットに関する。

20

#### 【背景技術】

#### 【0003】

大部分の心臓学及び映像医学過程において、カテーテルは動脈、例えば、大腿部動脈などの動脈に、血管導入装置を通じて挿入される。かような過程が完了すれば、内科医は、導入装置からカテーテルを除去し、次いで、血管でのルーメン(lumen)内への開口または切開部または動脈切開部から導入装置を除去する。内科医は次いで、患者が退院可能にするために、動脈切開部を通じて流出される血液の量を制限するか、または血液の流出を防止せねばならない。内科医は、現在動脈切開部の縫合のために多くの方法、例えば、局部圧迫法、縫合、コラーゲンプラグ、接着剤、ゲル、フォーム(foam)、クリップ、及び類似した材料を用いている。

30

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

局部圧迫法を行うに当って、内科医は、血管を下方に押し、動脈切開部が自然に凝血されるようにする。しかし、かような方法は相当な時間がかかり、患者に、動かない状態で観察のために病院内にあることを要求する。さらに、穴位置の凝血がはかれることがある。局部圧迫のために必要な時間は、前述した過程で使われたヘパリン、糖蛋白IIB/IIA拮抗剤または他の凝血防止剤の量により顕著に延びる恐れがある。縫合及びコラーゲンプラグは、過程の可変性があり、血管の縫合のために時間を必要とし、別途の展開装置を必要とする。接着剤、ゲル、フォーム及びクリップは否定的なコスト因子があり、複雑な展開プロセスを必要とし、過程の可変性がある。

40

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

本開示内容の様態は、縫合装置に関する。前記縫合装置は、可とう性遠位キャップを備え；近位に位置設定される一つ以上の半径方向延長要素；前記可とう性遠位キャップと一つ以上の半径方向延長要素との間に位置設定されるステムを備えることができ、前記可とう性遠位キャップは軸線に向かって形成できる。少なくとも一部の構成において、可とう性遠位キャップは、実質的に扁平な遠位面及び実質上扁平な近位面、実質上扁平な遠位面及び実質上凹状の近位面、実質上扁平な遠位面及び実質上凸状の近位面、実質上凸状の遠位面及び実質上扁平な近位面、実質上凸状の遠位面及び実質上凸状の近位面、実質上凸状の

50

遠位面及び実質上凹状の近位面、実質上凹状の遠位面及び実質上扁平な近位面、実質上凹状の遠位面及び実質上凹状の近位面、そして実質上凹状の遠位面及び実質上凸状の近位面のうち少なくとも一つを持つように構成される。さらに、可とう性遠位キャップは、断面上均一な厚さ部または断面上可変的な厚さ部のうち少なくとも一つを持つ。一部の構成において、可とう性遠位キャップの近位面は、アンカーリング突出部、ニブ ( n i b ) またはリブ ( r i b ) のうち少なくとも一つ以上持つ。可とう性遠位キャップはまた、円形、三角形、タマゴ型 ( o v a l )、卵形 ( o v o i d )、楕円形、正方形及び皿型から選択される形状を持つように構成される。可とう性遠位キャップ形状は丸いエッジを持つことができる。さらに、ステムは中央、そして中央ではない領域のうち少なくとも一つで、可とう性遠位キャップの近位面に位置設定される。近位でアクセス可能なステムボアがさらに設けられる。さらに、クリップが近位ボア内で位置設定できる。近位でアクセス可能なステムボアはまた、内側面に沿う少なくとも一つの内側ねじ、その長さ部に沿う平行な壁、その長さ部に沿う非平行な壁、その長さ部に沿う位置におけるボア内のアンダーカット、及びその長さ部に沿う折り曲げられたボアのうち少なくとも一つを備える。さらに、前記ボアは装置の近位端部から可とう性遠位キャップの近位端部まで延びるように構成される。理解できるほどに、ステムに対する広範囲で多様な構成が可能である。一部の構成は、例えば、正方形、三角形、矢尻形、台形、長方形、J字形、Y字形、フック及び球根型 ( b u l b o u s ) を含む群から選択される断面プロファイル形状を含む。前記ステムは、これを貫通して近位で位置設定される開口、体内でステムのアンカーリングを達成するのに好適に構成される一つ以上の外側特徴部、その近位端部から始まるステム長手方向軸線に平行なその長さ部の少なくとも一部に沿う一つ以上のスロット、その近位端部からの長手方向軸線から遠く開放可能にする構成、留め金 ( c l a s p )、ソケット、破壊可能なステム、引裂可能なステム、及び/または可とう性遠位端部を形成するのに好適に構成される近位端部をさらに備えることができ、前記ステムはテザーとリリース可能に連通される。さらに、テザーが設けられる。テザーは、ワイヤー、バネ、ねじ、リボン、及びチューブのうち一つ以上である。ワイヤーは、少なくとも折り曲げられたワイヤー、曲線型ワイヤー、波形ワイヤー及び螺旋形ワイヤーのうち一つでありうる。

10

20

#### 【 0 0 0 6 】

本開示内容の他の様態は、移送カプセルに関する。前記移送カプセルは、カートリッジ本体；テーパー状遠位先端部；圧縮性セクション；透明セクション；貫通して延びるルーメンを備え、前記透明セクションは、縫合装置の収納に好適であり、かつ縫合装置を収容するように構成される。前記移送カプセルはまた、弁、カートリッジ本体の外側面上で近位に位置設定される一つ以上の凹状の特徴部、遠位に位置設定される一つ以上のアンダーカット、カートリッジ本体での外側溝、一方向スナップ特徴部、アンダーカットされた中央ボア、及び/またはプランジャの収容に好適に構成される中央開口を備えるのに好適に構成される。移送カプセルがプランジャを収容する位置で、移送カプセルはさらに、プランジャが第1軸線方向に移動可能に、そして第1軸線方向とは異なる第2軸線方向への移動に対して抵抗可能に構成される。一つ以上のコレットがさらに設けられる。

30

#### 【 0 0 0 7 】

本開示内容のさらに他の様態は、組織縫合移送システムに関する。前記組織縫合移送システムは、導入装置、組織縫合移送カートリッジ；ガイド及びシール組立て体；そしてプランジャを備え、前記導入装置は、近位端部で組織縫合移送カートリッジとリリース可能に結合されるのに好適に構成され、前記組織縫合移送カートリッジは、近位端部でガイド及びシール組立て体とリリース可能に結合されるのに好適に構成され、前記プランジャは、導入装置、組織縫合移送カートリッジ、そしてガイド及びシール組立て体それぞれでルーメンを通じて前進するのに好適に構成される。少なくとも一部の構成において、可とう性遠位キャップは、実質上扁平な遠位面及び実質上扁平な近位面、実質上扁平な遠位面及び実質上凹状の近位面、実質上扁平な遠位面及び実質上凸状の近位面、実質上凸状の遠位面及び実質上扁平な近位面、実質上凸状の遠位面及び実質上凸状の近位面、実質上凸状の遠位面及び実質上凹状の近位面、実質上凹状の遠位面及び実質上扁平な近位面、実質上凹状

40

50

の遠位面及び実質上凹状の近位面、そして実質上凹状の遠位面及び実質上凸状の近位面のうち少なくとも一つを持つように構成される。さらに、可とう性遠位キャップは、断面上均一な厚さ部または断面上可変的な厚さ部のうち少なくとも一つを持つ。一部の構成において、可とう性遠位キャップの近位面は、アンカーリング突出部、ニブまたはリブのうち少なくとも一つ以上持つ。可とう性遠位キャップはまた、円形、三角形、タマゴ型、卵形、楕円形、正方形及び皿型から選択される形状を持つように構成される。可とう性遠位キャップ形状は、丸いエッジを持つ。さらに、ステムは、中央と、中央ではない領域のうち少なくとも一つで可とう性遠位キャップの近位面に位置設定される。近位でアクセス可能なステムボアがさらに設けられる。さらに、クリップが、近位ボア内で位置設定できる。近位でアクセス可能なステムボアはまた、内側面に沿う内側ねじ、その長さ部に沿う平行な壁、その長さ部に沿う非平行な壁、その長さ部に沿う位置でのボア内のアンダーカット、及びその長さ部に沿う折り曲げられたボアのうち一つ以上を備える。さらに、前記ボアは、装置の近位端部から可とう性遠位キャップの近位端部まで延びるように構成される。理解できるほどに、ステムに対する広範囲で多様な構成が可能である。一部の構成は、例えば、正方形、三角形、矢尻形、台形、長方形、J字形、Y字形、フック及び球根型を含む群から選択される断面プロファイル形状を含む。前記ステムは、これを貫通して近位で位置設定される開口、体内でステムのアンカーリングを達成するのに好適に構成される一つ以上の外側特徴部、その近位端部から始まるステム長手方向軸線に平行なその長さ部の少なくとも一部に沿う一つ以上のスロット、その近位端部からの長手方向軸線から遠く開放可能にする構成、留め金、ソケット、破壊可能なステム、引裂可能なステム、及び/または少なくとも一つの可とう性遠位端部を形成するのに好適に構成される近位端部をさらに備えることができ、前記ステムは、テザーとリリース可能に連通される。さらに、テザーが設けられる。テザーは、ワイヤー、パネ、ねじ、リボン、及びチューブのうち一つ以上である。ワイヤーは、少なくとも折り曲げられたワイヤー、曲線型ワイヤー、波形ワイヤー及び螺旋形ワイヤーのうち一つでありうる。前記移送カプセルはまた、弁、カートリッジ本体の外側面上で近位に位置設定される一つ以上の凹状の特徴部、遠位に位置設定される一つ以上のアンダーカット、カートリッジ本体での外側溝、一方向スナップ特徴部、アンダーカットされた中央ボア、及び/またはプランジャを収容するのに好適に構成される中央開口を備えるのに好適に構成される。移送カプセルがプランジャを収容する位置で、移送カプセルはまた、プランジャが第1軸線方向に移動可能に、そして第1軸線方向とは異なる第2軸線方向への移動に対して抵抗可能に構成される。一つ以上のコレットがさらに設けられる。

#### 【0008】

本開示内容のさらに他の様態は、傷を縫合する方法または組織を縫合する方法に関する。適宜な方法は、ガイド及びシール組立て体、縫合装置移送カプセル、及び導入装置を備える組織縫合システムを組立てる段階；組立てられた傷縫合システムを、皮膚を通じて挿入する段階；導入装置の管状シースの遠位先端部を用いて動物血管をセンタリングする段階；及びガイド及びシール組立て体で近位開口内にプランジャを挿入する段階；ガイド及びシール組立て体を通じて縫合装置移送カプセル内にプランジャを前進させる段階；プランジャの先端部で縫合装置を結合させる段階；テーパー状先端部内に縫合装置を前進させ、かつ少なくとも一つの平面で縫合装置のプロファイルを低減させる段階；導入装置の管状シースの遠位先端部を超えて血管内に縫合装置を前進させる段階；及び縫合装置のフェースプレートの近位面が動物血管の内側面と接触するまでシステムを後退させる段階；導入装置の内側から縫合装置を結合解除する段階を含む。さらに、前記方法は、縫合装置の近位端部に連結されるテザーを引き寄せる段階、及び縫合装置の近位端部に連結されるテザーをリリースする段階のうち少なくとも一つの段階を含む。

#### 【0009】

さらに他の様態は、縫合装置を収納する縫合装置移送カプセル；導入装置；ガイド及びシール組立て体；そしてプランジャを備える、経皮的な過程のためのものであるキットと関連する。前記キットは、針、ハイポチューブ、ガイドワイヤー、電極ワイヤー、静脈内ワ

イヤー、血管導入装置、カテーテル、腹腔鏡、内視鏡、套管針及びカニューレ、組織に対して移送するための一つ以上の化合物からなる群から選択される一つ以上の物品、及び/または1対のはさみ、メス(scalpel)、スワブ(swab)、注射器、止血器、潤滑剤、針、スナア(snare)、防腐剤及び麻酔剤を含む群から選択される一つ以上の物品をさらに含む。適当な化合物は、例えば、硬化剤、抗生剤、及び消炎剤のうち一つ以上を含む。

【0010】

#### 引用による組み込み事項

本明細書で言及されるあらゆる公報、特許及び特許出願は、それぞれの個別公報、特許または特許出願が引用することで含まれるものであり、特定に個別的に指示される場所と同じ程度に引用することで本明細書に含まれる。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

本発明の新規特徴は、添付した請求範囲に具体的に記載されている。本発明の特徴及び長所についてのさらに良好な理解は、本発明の原理が用いられる、後述する例示的な実施形態についての以下の詳細な説明及び添付図面を参考にすることで可能であり、添付図面は次の通りである。

【0012】

【図1】血管縫合システムの実施形態の斜視図である。

【0013】

【図2】開放または予備展開された構造である血管縫合クリップの実施形態の斜視図である。

20

【0014】

【図3】閉鎖または展開構造である、図2のクリップの斜視図である。

【0015】

【図4】開放構造の、図2のクリップの側面図である。

【0016】

【図5】閉鎖構造の、図2のクリップの側面図である。

【0017】

【図6】閉鎖構造の、図2のクリップの底面図である。

30

【0018】

【図7】血管縫合クリップと共に予備ローディングされた展開器具の斜視図である。

【0019】

【図8】図7の展開器具の遠位端部の拡大図である。

【0020】

【図9】図7の展開器具の内側管状部材部分の斜視図である。

【0021】

【図10】図9の内側管状部材の側面図である。

【0022】

【図11】図9の内側管状部材の遠位端部図である。

40

【0023】

【図12】図7の展開器具の外側管状部材部分の斜視図である。

【0024】

【図13】図12の外側管状部材の遠位端部図である。

【0025】

【図14】図12の外側管状部材の側面図である。

【0026】

【図15】図12の外側管状部材の中間部分の拡大側面図である。

【0027】

【図16】図12の外側管状部材の中間部分の他の拡大側面図である。

50

【0028】

【図17】図7の展開器具の加圧要素の斜視図である。

【0029】

【図18】患者の血管内に挿入された血管導入装置上にローディングされた図7の展開器具の斜視図である。

【0030】

【図19】その遠位端部が血管壁に当接するまで、血管導入装置にわたって前進した図7の展開器具の斜視図である。

【0031】

【図20】初期弛緩位置での加圧要素を示す、図19の展開器具の拡大図である。

10

【0032】

【図21】加圧要素が完全に前進した状態における図7の展開器具の斜視図である。

【0033】

【図22】完全に前進した加圧要素を示す、図21の展開器具の拡大図である。

【0034】

【図23】血管壁を貫通するクリップの枝角を示す、部分的に展開された状態における図7の展開器具の拡大側面図である。

【0035】

【図24】部分的に展開された状態における図7の展開器具の斜視図である。

【0036】

20

【図25】図24の展開器具の遠位端部の拡大図である。

【0037】

【図26】停止要素と結合されるハンドルを示す図面であり、図24の展開器具の近位端部の拡大底面図である。

【0038】

【図27】停止要素と結合されるハンドルを示す図面であり、図24の展開器具の近位端部の側面図である。

【0039】

【図28】血管導入装置を後退させた以後に部分的に展開された状態で示す、図24の展開器具の側面図である。

30

【0040】

【図29】停止要素が克服できる方式を示す図面であり、図27の展開器具の近位端部の側面図である。

【0041】

【図30】完全に展開された構造での図7の展開器具の斜視図である。

【0042】

【図31】動脈切開部を縫合する血管縫合クリップを示す図面であり、完全に展開された構造で示す、図7の展開器具の側面図である。

【0043】

【図32】展開に後続して患者のからだから除去される展開装置を示す、図7の展開器具の側面図である。

40

【0044】

【図33】血管導入装置にわたって前進する展開器具を示す図面であり、除去可能なクリップを用いた血管縫合過程を示す側面図である。

【0045】

【図34】クリップを展開した以後に除去される展開器具を示す図面であり、図33の過程を示す側面図である。

【0046】

【図35】止血以後に患者のからだから除去される血管縫合クリップを示す図面であり、図33の血管縫合過程を示す側面図である。

50

- 【 0 0 4 7 】
- 【 図 3 6 】 クリップローディングメカニズムの斜視図である。
- 【 0 0 4 8 】
- 【 図 3 7 】 展開器具の遠位端部内に完全に挿入された、図 3 6 のクリップローディングメカニズムの斜視図である。
- 【 0 0 4 9 】
- 【 図 3 8 】 展開器具の遠位端部上に、そして図 3 6 のクリップローディングメカニズムにわたってクリップを完全に前進させるために、血管縫合クリップと対をなすように構成されるプッシャーツールの斜視図である。
- 【 0 0 5 0 】 10
- 【 図 3 9 】 展開器具の遠位端部上でクリップを完全に前進させる、図 3 8 のプッシャーツールの斜視図である。
- 【 0 0 5 1 】
- 【 図 4 0 】 摺動自在な組織カッターの底面図である。
- 【 0 0 5 2 】
- 【 図 4 1 】 図 4 0 の摺動自在な組織カッターの斜視図である。
- 【 0 0 5 3 】
- 【 図 4 2 】 図 4 0 の摺動自在な組織カッターの第 1 構成要素を構成できるフレームの底面図である。
- 【 0 0 5 4 】 20
- 【 図 4 3 】 図 4 2 のフレームの遠位端部図である。
- 【 0 0 5 5 】
- 【 図 4 4 】 摺動自在な組織拡張器の斜視図である。
- 【 0 0 5 6 】
- 【 図 4 5 】 図 4 4 の摺動自在な組織拡張器の遠位端部図である。
- 【 0 0 5 7 】
- 【 図 4 6 】 図 4 4 の摺動自在な組織拡張器の側面図である。
- 【 0 0 5 8 】
- 【 図 4 7 A 】 開放構造である血管縫合クリップの他の実施形態の斜視図である。
- 【 0 0 5 9 】 30
- 【 図 4 7 B 】 閉鎖構造である図 4 7 A の血管縫合クリップの斜視図である。
- 【 0 0 6 0 】
- 【 図 4 7 C 】 閉鎖構造である図 4 7 A の血管縫合クリップの底面図である。
- 【 0 0 6 1 】
- 【 図 4 7 D 】 閉鎖構造である図 4 7 A の血管縫合クリップの側面図である。
- 【 0 0 6 2 】
- 【 図 4 8 A 】 開放構造である血管縫合クリップの他の実施形態の斜視図である。
- 【 0 0 6 3 】
- 【 図 4 8 B 】 閉鎖構造である図 4 8 A の血管縫合クリップの斜視図である。
- 【 0 0 6 4 】 40
- 【 図 4 9 A 】 開放構造である血管縫合クリップの他の実施形態の斜視図である。
- 【 0 0 6 5 】
- 【 図 4 9 B 】 閉鎖構造である図 4 9 A の血管縫合クリップの斜視図である。
- 【 0 0 6 6 】
- 【 図 5 0 A 】 開放構造である血管縫合クリップの他の実施形態の斜視図である。
- 【 0 0 6 7 】
- 【 図 5 0 B 】 閉鎖構造である図 5 0 A の血管縫合クリップの斜視図である。
- 【 0 0 6 8 】
- 【 図 5 1 A 】 開放構造である血管縫合クリップの他の実施形態の斜視図である。
- 【 図 5 1 B 】 閉鎖構造である図 5 1 A の血管縫合クリップの斜視図である。 50

- 【図 5 1 C】開放構造である図 5 1 A の血管縫合クリップの側面図である。
- 【図 5 1 D】閉鎖構造である図 5 1 A の血管縫合クリップの側面図である。
- 【図 5 1 E】閉鎖構造である図 5 1 A の血管縫合クリップの上部図である。
- 【0069】
- 【図 5 2】動脈切開部を取り囲む組織を加熱するために直接抵抗要素加熱を用いる回路の回路図である。
- 【0070】
- 【図 5 3】動脈切開部を取り囲む組織を加熱するためにオーム組織加熱を用いる回路の回路図である。
- 【0071】 10
- 【図 5 4】展開器具の一構成要素を形成できる内側管状部材の他の実施形態の遠位端部図である。
- 【0072】
- 【図 5 5】図 5 4 の内側管状部材の近位端部図である。
- 【0073】
- 【図 5 6 A】血管縫合プラグと共に使われる展開器具の他の実施形態の斜視図である。
- 【図 5 6 B】血管縫合プラグが予備ローディングされた、図 5 6 A の展開器具の斜視図である。
- 【図 5 6 C】血管縫合プラグを展開した後の、図 5 6 A の展開器具の斜視図である。
- 【0074】 20
- 【図 5 7】患者の血管内に挿入された血管導入装置にわたって前進する、図 5 6 B の展開器具の側面図である。
- 【0075】
- 【図 5 8】動脈切開部に対して血管縫合プラグの遠位端部を位置設定する、図 5 7 の展開器具の側面図である。
- 【0076】
- 【図 5 9】血管導入装置を除去した以後に動脈切開部に対してプラグを保持する、図 5 7 の展開器具の側面図である。
- 【0077】
- 【図 6 0】膨脹し始めるプラグの露出された部分を示す、図 5 7 の展開器具の側面図である。 30
- 【0078】
- 【図 6 1】図 5 7 の展開器具が除去される時の、展開されたプラグの側面図である。
- 【0079】
- 【図 6 2】膨張し続ける図 6 1 の展開されたプラグの側面図である。
- 【0080】
- 【図 6 3】患者のからだにより吸収され始めた、図 6 1 の展開されたプラグの側面図である。
- 【0081】
- 【図 6 4 A】図 6 4 A から図 6 4 H は、ロッキングメカニズムのための多様な実施形態及び縫合システムを示す図面である。図 6 4 A は、システムの外面図及び B - B 線の外面の断面図である。 40
- 【図 6 4 B】図 6 4 B は、システムの外面図及び B - B 線の外面の断面図である。
- 【図 6 4 C】図 6 4 C は、図 6 4 B に示したシステムの近位セクションの断面の拡大図である。
- 【図 6 4 D】図 6 4 D は、前記装置の遠位端部の拡大図である。
- 【図 6 4 E】図 6 4 E は、前記装置の近位端部の断面の拡大図である。
- 【図 6 4 F】図 6 4 F は、前記装置の近位端部の断面の拡大図である。
- 【図 6 4 G】ロッキングメカニズムのための多様な実施形態及び縫合システムを示す図面である。 50

【図 6 4 H】ロッキングメカニズムのための多様な実施形態及び縫合システムを示す図面である。

【0082】

【図 6 5 A】図 6 5 A から図 6 5 G は、移送カプセルを示す図面である。図 6 5 A は、切開図である。

【図 6 5 B】図 6 5 B は、外側側面図である。

【図 6 5 C】図 6 5 C は、C - C 線の断面図である。

【図 6 5 D】移送カプセルを示す図面である。

【図 6 5 E】図 6 5 E は、遠位パレル端部を下方から見た図面である。

【図 6 5 F】図 6 5 F は、F - F 線の断面図である。

【図 6 5 G】図 6 5 G は、加圧のための方向指示部と共に示す断面図である。

【0083】

【図 6 6 A】移送システムの一部の部分と他の部分とを結合させるメカニズムの実施形態を示す、移送システムの近位断面図である。

【図 6 6 B】移送システムの一部の部分と他の部分とを結合させるメカニズムの実施形態を示す、移送システムの近位断面図である。

【図 6 6 C】移送システムの一部の部分と他の部分とを結合させるメカニズムの実施形態を示す、移送システムの近位断面図である。

【図 6 6 D】移送システムの一部の部分と他の部分とを結合させるメカニズムの実施形態を示す、移送システムの近位断面図である。

【0084】

【図 6 7 A】図 6 7 A から図 6 7 E は、現在入手可能な導入装置と共に使用中のプラグ展開システムを示すものである。

【図 6 7 B】現在入手可能な導入装置と共に使用中のプラグ展開システムを示すものである。

【図 6 7 C】図 6 7 C は、拡大図である。

【図 6 7 D】近位端部の断面図である。

【図 6 7 E】現在入手可能な導入装置と共に使用中のプラグ展開システムを示すものである。

【0085】

【図 6 8 A】図 6 8 A は、現在入手可能な他の導入装置と共に使われるプラグ展開システムの外面図である。

【図 6 8 B】図 6 8 B は、現在入手可能な他の導入装置と共に使われるプラグ展開システムの外面図である。

【0086】

【図 6 9 A】図 6 9 A は、現在入手可能なまた他の導入装置と共に使われる他のプラグ展開システムの外面図である。

【図 6 9 B】図 6 9 B は、現在入手可能なまた他の導入装置と共に使われる他のプラグ展開システムの外面図である。

【0087】

【図 7 0 A】図 7 0 から図 7 0 G は、プラグ移送カプセルを示す外面図である。

【図 7 0 B】図 7 0 B は、B - B 線の長手方向断面を示すものである。

【図 7 0 C】図 7 0 C は、遠位端部を下方から見た図面である。

【図 7 0 D】図 7 0 D は、移送カプセルコレットの外面図である。

【図 7 0 E】図 7 0 E は、機械加工以前の F - F 線の断面図である。

【図 7 0 F】図 7 0 F は、フィンガーまたはレッグを形成するための機械加工以後を示すものである。

【図 7 0 G】図 7 0 G は、近位パレルを下方から見た図面である。

【0088】

【図 7 1 A】図 7 1 A から図 7 1 C は、コレットカートリッジインサートを示す図面であ

10

20

30

40

50

る。図 7 1 A は、外面図である。

【図 7 1 B】図 7 1 B は、B - B 線の断面図である。

【図 7 1 C】図 7 1 C は、近位端部からパレルを下方から見た図面である。

【0089】

【図 7 2 A】図 7 2 A から図 7 2 E は、カプセル構造を示す図面であり、図 7 2 A は、側面斜視図である。

【図 7 2 B】図 7 2 B は、B - B 線の長手方向の断面図である。

【図 7 2 C】図 7 2 C は、遠位端部からパレルを下方から見た図面である。

【図 7 2 D】図 7 2 D は、側面図である。

【図 7 2 E】図 7 2 E は、近位端部からパレルを下方から見た図面である。

10

【0090】

【図 7 3 A】図 7 3 A から図 7 3 E は、他のカプセル構造を示す図面であり、図 7 3 A は、斜視陰影図である。

【図 7 3 B】図 7 3 B は、B - B 線の長手方向の断面図である。

【図 7 3 C】図 7 3 C は、遠位端部を下方から見た図面である。

【図 7 3 D】図 7 3 D は、断面を陰影で示す図面である。

【図 7 3 E】図 7 3 E は、近位端部を下方から見た図面である。

【0091】

【図 7 4 A】図 7 4 A から図 7 4 D は、ブランジャグリップを示す図面であり、図 7 4 A は、斜視図である。

20

【図 7 4 B】図 7 4 B は、B - B 線の側断面図である。

【図 7 4 C】図 7 4 C は、側面図である。

【図 7 4 D】図 7 4 D は、遠位端部を下方から見た断面図である。

【0092】

【図 7 5 A】図 7 5 A から図 7 5 C は、他のブランジャグリップ構造を示す図面であり、図 7 5 A は、ブランジャグリップの近位陰影図である。

【図 7 5 B】図 7 5 B は、B - B 線の側断面図である。

【図 7 5 C】図 7 5 C は、遠位端部を下方から見た図面である。

【0093】

【図 7 6 A】テザーライン構造を示す図面である。

30

【図 7 6 B】テザーライン構造を示す図面である。

【0094】

【図 7 7 A】他のテザーライン構造を示す図面である。

【図 7 7 B】他のテザーライン構造を示す図面である。

【0095】

【図 7 8 A】図 7 8 A から図 7 8 E は、ブランジャ先端部を示す図面であり、図 7 8 A は斜視図である。

【図 7 8 B】図 7 8 B は、B - B 線の長手方向の断面図である。

【図 7 8 C】図 7 8 C は、近位端部からの図面である。

【図 7 8 D】図 7 8 D は、遠位端部からの図面である。

40

【図 7 8 E】図 7 8 E は、ブランジャ先端部及びブランジャの断面図である。

【0096】

【図 7 9 A】図 7 9 A から図 7 9 J は、2 個のプラグ構造を示す図面であり、図 7 9 A は、第 1 構造の斜視図である。

【図 7 9 B】図 7 9 B は、遠位端部からの上部図である。

【図 7 9 C】図 7 9 C は、近位端部からの底面図である。

【図 7 9 D】図 7 9 D は、側面図である。

【図 7 9 E】図 7 9 E は、E - E 線の長手方向の断面図である。

【図 7 9 F】図 7 9 F は、第 2 構造の斜視図である。

【図 7 9 G】図 7 9 G は、遠位端部からの上部図である。

50

【図 79 H】図 79 H は、側面図である。

【図 79 I】図 79 I は、近位端部からの底面図である。

【図 79 J】図 79 J は、E - E 線の長手方向の断面図である。

【0097】

【図 80 A】プラグのステム部分がプレートと、除去可能に連通される状態で作動するロッキング構造及びプラグを示す図面である。

【図 80 B】プラグのステム部分がプレートと、除去可能に連通される状態で作動するロッキング構造及びプラグを示す図面である。

【図 80 C】プラグのステム部分がプレートと、除去可能に連通される状態で作動するロッキング構造及びプラグを示す図面である。

10

【0098】

【図 81 A】図 81 A から図 81 N は、ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 B】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 C】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 D】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

20

【図 81 E】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 F】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 G】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 H】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 I】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

30

【図 81 J】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 K】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 L】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 M】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

【図 81 N】ワイヤー、可変的に構成されてステムにある長手方向の開口、フック、留め金、ステムを貫通する垂直開口を採用する、さらなるプラグ対構造を示す図面である。

40

【0099】

【図 82 A】ステムに沿って分離または引裂される、リリース可能なプラグ構造を示す図面である。

【図 82 B】ステムに沿って分離または引裂される、リリース可能なプラグ構造を示す図面である。

【0100】

【図 83 A】図 83 A から図 83 D は、ボールまたは放射線不透過性マーカーを備えるテザー型プラグ構造を示す図面である。

【図 83 B】ボールまたは放射線不透過性マーカーを備えるテザー型プラグ構造を示す図面である。

50

【図 8 3 C】ボールまたは放射線不透過性マーカーを備えるテザー型プラグ構造を示す図面である。

【図 8 3 D】ボールまたは放射線不透過性マーカーを備えるテザー型プラグ構造を示す図面である。

【0101】

【図 8 4 A】図 8 4 から図 8 4 D は、ボールアンドソケット連結部を持つテザー型プラグ構造を示す図面である。

【図 8 4 B】ボールアンドソケット連結部を持つテザー型プラグ構造を示す図面である。

【図 8 4 C】ボールアンドソケット連結部を持つテザー型プラグ構造を示す図面である。

【図 8 4 D】ボールアンドソケット連結部を持つテザー型プラグ構造を示す図面である。

10

【0102】

【図 8 5 A】図 8 5 A から図 8 5 R は、広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 B】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 C】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 D】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 E】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 F】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 G】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 H】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

20

【図 8 5 I】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 J】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 K】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 L】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 M】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 N】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 O】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 P】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 Q】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

【図 8 5 R】広範囲で多様な幾何学的形状を持つプラグシステムの変形を示す図面である。

30

【0103】

【図 8 6 A】図 8 6 から図 8 6 E は、ペタル (petal) 構造を持つプラグを示す図面である。

【図 8 6 B】ペタル (petal) 構造を持つプラグを示す図面である。

【図 8 6 C】ペタル (petal) 構造を持つプラグを示す図面である。

【図 8 6 D】ペタル (petal) 構造を持つプラグを示す図面である。

【図 8 6 E】ペタル (petal) 構造を持つプラグを示す図面である。

【0104】

【図 8 7 A】プラグのフェースプレートのためのディスク構造を示す図面である。

【図 8 7 B】プラグのフェースプレートのためのディスク構造を示す図面である。

40

【0105】

【図 8 8 A】図 8 8 から図 8 8 F は、プラグのフェースプレートのための代案的なディスク構造を示す図面である。

【図 8 8 B】プラグのフェースプレートのための代案的なディスク構造を示す図面である。

【図 8 8 C】プラグのフェースプレートのための代案的なディスク構造を示す図面である。

【図 8 8 D】プラグのフェースプレートのための代案的なディスク構造を示す図面である。

【図 8 8 E】プラグのフェースプレートのための代案的なディスク構造を示す図面である

50

。

【図 8 8 F】プラグのフェースプレートのための代案的なディスク構造を示す図面である

。

【0 1 0 6】

【図 8 9 A】図 8 9 A から図 8 9 G は、リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【図 8 9 B】リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【図 8 9 C】リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【図 8 9 D】リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【図 8 9 E】リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【図 8 9 F】リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【図 8 9 G】リブ及びニブを持つディスク構造を示す図面である。

【0 1 0 7】

【図 9 0 A】図 9 0 A から図 9 0 E は、止血プラグカプセル構造を示す図面である。

【図 9 0 B】止血プラグカプセル構造を示す図面である。

【図 9 0 C】止血プラグカプセル構造を示す図面である。

【図 9 0 D】止血プラグカプセル構造を示す図面である。

【図 9 0 E】止血プラグカプセル構造を示す図面である。

【0 1 0 8】

【図 9 1 A】図 9 1 A から図 9 1 I は、ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 B】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 C】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 D】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 E】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 F】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 G】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 H】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【図 9 1 I】ステム及びカプセル対構造を示す図面である。

【0 1 0 9】

【図 9 2 A】図 9 2 A から図 9 2 T は、開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 B】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 C】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 D】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 E】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 F】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 G】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 H】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 I】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 J】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 K】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構

10

20

30

40

50

成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 L】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 M】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 N】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 O】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 P】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 Q】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 R】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 S】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【図 9 2 T】開示されたようなシステムを用いて血管縫合装置を展開する時、システム構成要素の相互作用及び作動を示す図面である。

【0 1 1 0】

【図 9 3 A】図 9 3 A から図 9 3 D は、スナップ作用幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【図 9 3 B】スナップ作用幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【図 9 3 C】スナップ作用幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【図 9 3 D】スナップ作用幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【0 1 1 1】

【図 9 4 A】図 9 4 A から図 9 4 D は、スナップ作用幾何学的構造を持つプラグの他の例を示す図面である。

【図 9 4 B】スナップ作用幾何学的構造を持つプラグの他の例を示す図面である。

【図 9 4 C】スナップ作用幾何学的構造を持つプラグの他の例を示す図面である。

【図 9 4 D】スナップ作用幾何学的構造を持つプラグの他の例を示す図面である。

【0 1 1 2】

【図 9 5 A】図 9 5 A から図 9 5 C は、自体交差式幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【図 9 5 B】自体交差式幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【図 9 5 C】自体交差式幾何学的構造を持つプラグを示す図面である。

【0 1 1 3】

【図 9 6】血管アクセス縫合部を示す図面である。

【0 1 1 4】

【図 9 7 A】図 9 7 A から図 9 7 E は、既存の穴位置に再アクセスするさらなる能力を持つ、除去可能な血管アクセス縫合部を移送するために使われる段階を示す図面である。

【図 9 7 B】既存の穴位置に再アクセスするさらなる能力を持つ、除去可能な血管アクセス縫合部を移送するために使われる段階を示す図面である。

【図 9 7 C】既存の穴位置に再アクセスするさらなる能力を持つ、除去可能な血管アクセス縫合部を移送するために使われる段階を示す図面である。

【図 9 7 D】既存の穴位置に再アクセスするさらなる能力を持つ、除去可能な血管アクセス縫合部を移送するために使われる段階を示す図面である。

【図 9 7 E】既存の穴位置に再アクセスするさらなる能力を持つ、除去可能な血管アクセス縫合部を移送するために使われる段階を示す図面である。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 5 】

以下の説明は、例示を目的とする特定実施形態の例を提示する。請求されるような本発明は、これらの例に限定されるものではない。さらに、血管縫合と関連して例が提示されているが、本発明はまた、他の種類の組織縫合に対して広範囲な用例を持つ。ハウザー（Houser）らに許与されて引用することで本明細書にその全体内容が含まれる米国特許第7,025,776号は、本明細書に開示された実施形態の特徴の代わりに、またはこの特徴と共に組み合わせて使われる特徴を持つ多様なさらなる血管縫合装置及び方法を開示している。

## 【 0 1 1 6 】

当業者ならば理解できるように、本明細書で説明される血管縫合システムの構成要素は、6 Frenchないし22 French、そして、この範囲で任意のサイズに寸法が決定される導入装置を収容するように、寸法が決定される。代案として、前記導入装置は6 French未満及び/または22 French超過で寸法が決定される。範囲は単に例示のために提示されたものであり、本開示内容の理解を容易にするためのものである。単に例示の目的で提示されるさらなる値は、表1に含まれている。

【表 1】

構成要素	システム サイズ	内径	外径	長さ	さらなる考慮事項
縫合システム	≤6F 16F 22F			0~50mm>導入装置 の長さ	OAL及び普通導入装置の長さ によって左右される
ブランチャグリップ	≤6F 16F 22F		2.0-35.0mm 6-50mm 7-75mm	10-75mm 15-75mm 15-125mm	内径は、普通チューブ及びカプ セル近位端部によって決定され る
展開ブランチャ	≤6F 16F 22F		0.5-3mm 1-6mm 2-8mm	0~50mm>導入装置 の長さ	OAL及び普通導入装置の長さ によって左右される
ブランチャチューブ	≤6F 16F 22F	0.3-2.0m m 0.3-5.5m	0.5-3mm 1-6mm 2-8mm	0~50mm>導入装置 の長さ	OAL及び普通導入装置の長さ によって左右される
ブランチャ先端部	≤6F 16F 22F		0.3-1.5mm 0.3-4.5mm 0.3-6.5mm	1-10mm 1-15mm 1-25mm	
移送カプセルコレッ ト	≤6F 16F 22F	0.48min 0.80min 1.80mm	1.5-20mm 1.5-35mm 2.0-75mm	2-15mm 4-35mm 5-50mm	公称的に0.02mm;普通ブラン ジャチューブの外径より内径 が小さい
中央ルーメン	≤6F 16F 22F				mfgスペック当り;公称的に導 入装置の"Frenchサイズ"、 すなわち、6F=2mm
コレットカートリッジイ ンサート	≤6F 16F 22F	0.48min 0.80min 1.80mm	2-20mm 2-35mm	2-25mm 2-50mm 3-75mm	公称的にコレット外径より0.5 mmさらに大きい内径
カプセル	≤6F 16F 22F	2-12mm 3-15mm 5-25mm	3-35mm 4-50mm 6-75mm	4-35mm 4-75mm 4-155mm	
カプセル外側面	≤6F 16F 22F	2-12mm 3-15mm 5-25mm	3-35mm 4-50mm 6-75mm	4-35mm 4-75mm 4-155mm	
カートリッジ本体	≤6F 16F 22F	2-12mm 3-15mm 5-25mm	3-35mm 4-50mm 6-75mm	4-35mm 4-75mm 4-155mm	
つめ	≤6F 16F 22F	6-35mm 16-55mm 22-75mm		0.5-25mm 0.5-55mm 0.5-75mm	内径は普通システムの"Fren chサイズ"より小さくない
テーパ状先端部	≤6F 16F 22F				内径は、公称的に導入装置 ルーメンサイズと同一である。 外径は、導入装置キャップ直径 に合うようにテーパ状になる
凹状のノーズ	≤6F 16F 22F				長さ及び外径は、導入装置の 特定寸法の関数である。内径 は、公称的に導入装置ルーメン 内径にテーパ状になる
止血弁(カプセル上の 止血弁)	≤6F 16F 22F	0-7mm 0-17mm 0-23mm	mfgによって左右される mfgによって左右される mfgによって左右される	mfgによって左右される mfgによって左右される mfgによって左右される	導入装置のサイズより大きい値 に最大限近く。mfgスペック 参考
側壁	≤6F 16F 22F	0.48min 0.80min 1.80mm	na/ n/a n/a	2-25mm 2-50mm 3-75mm	公称的にコレットカートリッジイ ンサートの外径及び長さと同ー
ベース	≤6F 16F 22F				公称的にコレットカートリッジイ ンサートの外径と同ー

10

20

30

## 【0117】

## I. 血管縫合システム

図1を参考にすれば、血管縫合システム100は、一般的にクリップ102またはプラグなどの血管縫合装置及び展開または前進器具104を備える。プラグまたは縫合装置はまた、密封装置、インプラント、血管アクセス縫合装置、動脈切開部縫合装置、血管縫合装置、及び組織縫合装置を称することもある。図示したように、クリップ102は、展開器具104の遠位端部105上にローディングされる。展開器具104は、血管導入装置108または血管18内に挿入されたカテーテルなどの他の管状医療装置に摺動方式で装着されるか、またはこれに沿って前進し、一般的にこれによって案内される。特定実施形態において、血管導入装置108の挿入のために初期に形成される、皮膚の狭い穴は、摺動自在な案内式組織カッター106により膨脹するか、または拡大して、体内に対する展開器具104の通過を容易に許容するのに十分に大きい経皮性穴12を形成できる。

40

## 【0118】

50

展開器具 104 は、動脈切開部の位置 14 に到達するまで経皮性穴 12 を通じて血管導入装置 108 のチューブセクション 110 により案内される。展開器具 104 は、動脈切開部 114 を縫合するために血管縫合クリップ 102 を展開するように構成される。展開器具 104 は、この時に後退できる。

【0119】

(a) 展開器具

多様な展開器具が本明細書に図示及び説明されている。当業者ならば、開示された構造の変形は、本開示内容の範囲を逸脱せずに行われうるということを理解できるであろう。

【0120】

図 8 に戻れば、図 1 における展開器具 104 の遠位端部 105 に対するさらに詳細な図面が図示されているが、この展開器具は、クリップ 102 を収容するように、そして一般的に展開されるまで開放構造でこのクリップを保持するように構成される。図示された実施形態において、枝角 126a、126b は、内側管状部材 154 の中心軸線と実質的に平行であり、枝角 126a、126b の遠位端部 127a、127b は、内側管状部材 154 の遠位端部 165 と実質的に整列される。他の実施形態において、枝角 126a、126b の遠位端部 127a、127b は、内側管状部材 154 の遠位端部 165 を若干超えて延びる。代案として、枝角 126a、127b の遠位端部 127a、127b が、内側管状部材 154 の遠位端部 165 から近位で所定の間隔をおいている状態で、展開器具 104 がその初期構造にある間にクリップ 102 はさらに近位に位置するようになる。以下でさらに詳細に説明されるように、クリップ 102 のベース 120 の内径は、内側管状部材 154 の遠位端部 165 の外径に近接して位置設定されるか、または前記外径と接触するように位置設定され、クリップ 102 のベース 120 の外径は、外側管状部材 156 の遠位端部 173 の内径に近接して位置設定されるか、または前記内径と接触するように位置設定される。半径方向の内側に向かい開放構造で枝角 126a、126b により作用する復原力は、クリップ 102 の内側面と内側管状部材 154 の外側面との摩擦を増大させ、これによって、一般的にクリップ 102 が、内側管状部材 154 と外側管状部材 156 との間のその位置から容易に遠く摺動できなくなる。

【0121】

外側管状部材 156 の遠位端部 173 は、クリップ 102 のベース 120 を収容し、これに隣接して構成される内側棚 (ledge) またはカウンターシンク 174 を備える。以下でさらに詳細に説明されるように、組立てられた展開器具 104 が組織縫合位置に前進し、内側管状部材 154 が外側管状部材 156 から近位方向に軸方向で後退する時、遠位に向かう反力がクリップ 102 のベース 120 に対してカウンターシンク 174 により加えられ、これにより、クリップ 102 がさらに近位方向に移動することを防止する。内側管状部材 154 の遠位端部 165 がクリップ 102 のベース 120 を過ぎて近位方向に移動する時、クリップ 102 と内側管状部材 154 及び外側管状部材 156 との接触関係または隣接関係は妨害され、クリップ 102 は展開器具 104 からリリースされる。特定実施形態において、カウンターシンク 174 を使用すれば、展開以前に前進する間に、外側管状部材 156 がクリップ 102 の全部または一部と接触できなく許容するか、それとも前記全部または一部を保護するように許容する。他の実施形態において、カウンターシンク 174 は省略でき、外側管状部材 156 の最遠位表面はベース 120 に接触するように構成できて、力をなくすか、それとも展開器具 104 からのクリップ 102 の除去を許容する。

【0122】

図 9 ないし図 11 は、図 7 及び図 8 に示した構造が組立てられる前に外側管状部材 156 から分離される内側管状部材 154 の例を示す図面である。内側管状部材 154 は、血管導入装置 108 などの管状医療装置を収容するように構成される内側ルーメン 166 を形成する。細長型スロット 162 は、展開器具 104 が全体的にチューブセクション 110 から離れずに、医療専門家により展開器具 104 の少なくとも一部が血管導入装置 108 の近位部分から遠くチルティングされるように、そして前記近位部分から軸方向に分離さ

10

20

30

40

50

れるように許容する。例えば、図1を参考にする。これらの構造は、所望の調整または診断過程が行われる間に医療専門家が展開器具104を経路から離脱して位置設定するように許容する。提示された実施形態において、軸方向溝160は、内側管状部材154の外側面の長さに沿って延び、外側管状部材156の内側面上に形成される軸方向突出部168(図13参考)と対をなすように構成される。このように対をなす構造は、内側管状部材154の外側管状部材156に対する回転を回避でき、内側管状部材154の細長型スロット162及び外側管状部材156の細長型スロット170の整列に役に立つ。

#### 【0123】

内側管状部材154の近位端部は、例えば、展開中に内側管状部材154を後退させるために、医療専門家により把持できるハンドル164を備える。前記ハンドルは、一般的にユーザにより取り扱われるように、そしてユーザが、ハンドルに対するユーザの制御に回答する遠位端部の移動または作動を達成できるように構成される。図示したように、ハンドル164は、一般的に後述するように、完全な展開中に停止メカニズムのラッチング解除(delatching)を容易に行えるように扁平な下位端部を持つ円形でありうる。他の形状及び構造が使われてもよい。ハンドル164の上側部分は、細長型スロット162と整列され、かつこの細長型スロットと合体される切断された部分350を備える。ハンドル164の下位部分は、外側管状部材156のタブ172を収容するためにリセス169を備える。ハンドル164の遠位端部は、実質的に扁平な遠位面354を備える。遠位面354は、内側管状部材154の外側管状部材156内への過度な挿入を防止するために、外側管状部材156のチューブセクションの最近位エッジに隣接するように構成される。ハンドル164の近位面167は実質的に扁平であり、部分展開中にタブ172上で停止部175に隣接するように構成される。ハンドル164の下位部分は、角ばっている表面362を備える。

#### 【0124】

図12ないし図16は、図7及び図8に示した構造が組立てられる前に内側管状部材154から分離される外側管状部材156の例を示す図面である。外側管状部材156は、内側管状部材154を収容するように構成される内側ルーメン171を形成する。細長型スロット170は、外側管状部材156の長さに沿って延びて内側ルーメン171の内部へのアクセスを提供する。外側管状部材156の細長型スロット170は、内側管状部材154の細長型スロット162と整列されるように構成される。外側管状部材156の遠位端部は、展開器具104がその初期構造にある間にクリップ102に対する側部アクセスを提供するために、一つ以上のスロット176を備える。

#### 【0125】

タブ172などの固定構造または移動制限構造が、外側管状部材156の近位端部から延びる。タブ172は、以下でさらに詳細に説明されるように、部分展開中にハンドル164上で近位面167に隣接するように構成される停止面175を備える。タブ172は、以下でさらに説明されるように、展開器具104の組立てを容易にするために、ウィンドウ部分177を取り囲む2個のテーパー状アーム181を備える。タブ172はまた、折り曲げを容易にするためにリセスされるか、劣化するか、またはヒンジ部分186を備える。特定実施形態において、タブ172は、劣化部分186を除いては比較的剛性でありうる。特定実施形態において、タブ172の折り曲げは、実質的に劣化部分186で行われるように構成される。特定実施形態において、タブ172は比較的長い。例えば、タブ172は、少なくとも約20mmでありうる。長いタブ172は医療専門家による取り扱いを容易にする。長いタブ172は、折り曲げるために医療専門家により加えられるレバレッジも増大させることができる。

#### 【0126】

展開器具は、一例で加圧要素158の可とう性タブ188及び外側管状部材156の外側面上に形成される加圧テーパー178を備える減圧式構造を含む。外側管状部材156はまた、近位に位置する外側面から延びる軸方向突出部185のような減圧式構造を含む。他の構造も可能であるが、提示されたように、軸方向突出部185は、細長型スロット1

10

20

30

40

50

70から実質的に正反対の対向する位置に位置できる。ランプまたは一方向のテーパ状ロック部184が軸方向突出部185から延びる。一般的に環状の停止部182が外側管状部材156の外側面から延びる。外側管状部材156の外側面はまた加圧テーパ178を備える。加圧テーパ178は、実質的に扁平な表面180で終了する。表面180は、環状停止部182と隣接してこの環状停止部と接触できる。図16に示したように、外側管状部材156は、ほぼ円形の外側管状部材156上で、互いに実質的に正反対の対向する位置に位置する2個の加圧テーパ178を備える。また図示したように、加圧テーパ178は、細長型スロット170及び軸方向突出部185から概略的に同じ周り方向距離に位置設定される。他の構造も可能である。

#### 【0127】

図17は、加圧要素158の詳細な図面を提供するが、加圧要素は、一部の実施形態において、外側管状部材156の外側面上に収容されるように構成されるリング状の要素でありうる。特定実施形態において、図示したように、加圧要素158は、外側管状部材156とは別途の要素でありうる。他の実施形態において、加圧要素158は外側管状部材156と一体に形成される。以下でさらに詳細に説明されるように、加圧要素158は、クリップ102の展開を安全に開始するために、医療専門家の十分かつ過度でない圧力の印加を保証するのに使われる。加圧要素158は、内側管状部材154の細長型スロット162及び外側管状部材156の細長型スロット170と整列されるカットアウト部分195を備える。リセス190は、加圧要素158が適宜に整列されるように維持するために、外側管状部材156の軸方向突出部185と対をなすように構成される。加圧要素158の内側面は、一つ以上の可とう性タブ188を備える。可とう性タブ188は、外側管状部材156の加圧テーパ178と整列されるように、そしてこの加圧テーパにわたって前進するように構成される。

#### 【0128】

展開器具104の組立て中に、加圧要素158は、外側管状部材156の近位端部にわたって、そして一方向のテーパ状ロック部184にわたって前進できる。リセスされた部分190及び/またはロック部184は、これらの過程を可能にするために、折り曲げられるように、または臨時で十分に変形されるように構成される。代案として、ロック部184または他のロック手段は、加圧要素158の位置設定以後に外側管状部材156上に形成されるか、またはこの外側管状部材に固定される。テーパ状ロック部184は、加圧要素158が外側管状部材156に対して近位方向にあまり遠く移動しないようにする。内側管状部材154は、この時、外側管状部材の近位端部から外側管状部材156の内側ルーメン171内に挿入される。内側管状部材154が外側管状部材156内に挿入される時、リセス169に隣接するハンドル164の下位部分の内側面183(図11参考)は、タブ172のテーパ状アーム181と接触し始める。内側管状部材154の続く前進は、表面183が遠位でアーム181に対して内側に向かう力を印加するようにする。ウィンドウ177は、ハンドル164が停止部175の遠位に前進するまで、アーム181が内側に弾性的に折り曲げられるようにする。内側管状部材154は、この時、ハンドル354の遠位面が外側管状部材156のチューブセクションの最近位エッジと接触するまでさらに前進できる。

#### 【0129】

縫合システムまたはキットの一部を形成する展開器具の他の例において、血管縫合システム600が図64Aないし図64Eに示されている。血管縫合システム600は、互いに連通する3つの部分、すなわち、プランジャ610、カプセル630及び導入装置650をさらに提供するのに好適に構成される。プランジャ610は、展開プランジャ612、ガイド及びシール組立て体614をさらに備える。展開プランジャ612は、ガイド及びシール組立て体614に形成された開口内に収容されるように構成される、円筒形ロッドまたは実質的に円筒形のロッドである。プランジャ612は、中央軸線Aに沿って少なくとも一方向に移動可能に構成される。プランジャは、一部の構成では除去できるプランジャ先端部620で終了できる。

10

20

30

40

50

## 【0130】

縫合装置カプセル630は、近位端部70でプランジャと、そして遠位端部80で導入装置と結合される。縫合装置カプセル630は、展開カートリッジ本体632及び圧縮性セクション634を備える。一部の構成において、縫合装置カプセル630は、導入装置キャップの少なくとも一部内にスナップ式で挟み込まれるのに好適に構成される。

## 【0131】

導入装置650は、カプセル630の一部の収容に好適になっている。カプセル630の凹状のノーズ646は、展開中に縫合装置670のコッキングの最小化のために導入装置ボアの開口内に整列されるように位置設定される。中央開口656が設けられ、この中央開口を通じてカプセル630内に収容されるクリップ、プラグまたは縫合装置670が展開中に進行する。かかる構成では、移送中にカプセル内で適所に縫合装置670を保持する止血弁652が導入装置上に設けられる。

10

## 【0132】

一応、導入装置、カプセル630及びプランジャが組み立てられれば、構成要素は使用中に分離されない。これらの特徴は、一応、クリップ、プラグまたは縫合装置670が血管内で展開されれば、意図しない組立て解除を防止する。例えば、全体展開組立て体及び導入装置が単一ユニットとして後退しなければ、クリップ、プラグまたは縫合装置670はプランジャから脱着される。これは、動脈切開部の位置で適宜に載置されずにクリップ、プラグまたは縫合装置670が血管に展開される結果をもたらす。図64Cに示したように、カプセル630は、その近位端部で導入装置650にわたってスナップ式で挟み込まれ、カプセル630は、その近位端部で導入装置内にスナップ式で挟み込まれる。プランジャ610がカプセル630上に完全に位置設定される時、カプセル630の外側面631上に設けられるつめ636内に挟み込まれるプランジャ610から延びるアームまたはキャップ616の遠位端部80上に、さらなるフランジ675が設けられる。

20

## 【0133】

それぞれの構成要素は、図64Eないし図64Hにさらに詳細に示したように、一方向スナップ特徴部を提供するように構成される。図64E及び図64Fで、プランジャグリップ610はカプセル630上にスナップ結合されてシステムには図示された内部ロック用特徴部が設けられるが、導入装置650の近位端部70が軸線Aから半径方向に延びるアームまたはキャップ656を備え、次いで、軸線Aに対して平行な軸線に沿って、または軸線Aに実質的に平行な軸線に沿って曲がるように延びて、カプセル630の遠位端部80の外側面と結合されて対をなすことを特徴とする。カプセル630はその遠位端部80で、導入装置の内側リセス内に挟み込まれるように構成されるアンダーカットがさらに設けられるテーパ状先端部636を特徴とする。

30

## 【0134】

外部ロック用特徴部の例は、図64G及び図64Hにさらに詳細に示している。以前の図示内容と関連して、プランジャグリップ610は、カプセル630上にスナップ結合されている。外部ロック用特徴部が設けられる位置で、導入装置650の近位端部は、カプセル630の外側面631上に形成される溝642内に挟み込まれるフィンガー660をさらに備え、かつカプセル630が内部に挟み込まれるフランジを備える。

40

## 【0135】

以下でさらに詳細に説明される組織クリップ及びプラグは、例えば、図65Aないし図65Gに示したように、カプセル630内にクリップ、プラグまたは縫合装置670を用意することでシステムを用いて展開される。カプセル630は、近位端部70で第1直径を持ち、かつ遠位端部80でこれより小さな直径を持つ管状外側面631を持つ。当業者ならば理解できるように、管状カプセルは円形、タマゴ型、多角形、D字状などを含む多様な断面構造を採用できる。例示の目的で、関連するサイズ及び体積に対するコンテキストを提供するために、円形断面形状に対して寸法が提示されている。さらに、かかるサイズは、使われる導入装置のサイズによって変更される。当業者ならば、導入装置は、8 Frenchないし20 French（そして、この範囲内の値）で変わりうるということを理

50

解できる。したがって、寸法は、導入装置の French 寸法に比例する。したがって、例えば、第 1 直径の通常の直径は、約 4 mm ないし 25 mm であり、さらに望ましくは約 8 mm であり、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。第 2 直径の通常の直径の範囲は、約 1 mm ないし約 3 mm であり、さらに望ましくは約 2 mm であり、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。カプセルの全長範囲は、約 12 mm ないし約 50 mm であるが、または最大 100 mm であり、さらに望ましくは約 35 mm であり、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。カプセル 630 は、概略的に中間長さの透明な管状セクション 640 を備えるが、クリップ、プラグまたは縫合装置の存在はこれを通じて観察され、カプセル 630 内に収容されるクリップ、プラグまたは縫合装置 670 が展開される時、これを通じて流体の流動を観察できる。長手方向軸線 A に沿う断面で図示したように、カプセル本体 632 は近位端部 70、遠位端部 80 及び中間セクションを含む。開口 638、638' は、近位本体セクション及び遠位本体セクションいずれにも設けられる。図示したように、弁 648 が設けられる。縫合装置 670 は、ユーザがカプセル本体 632 の内部でクリップ、プラグまたは縫合装置 670 を見ることができるよう、カプセル本体 632 が構成される位置でカプセル 630 の内部に位置設定される。プランジャグリップ 610 の凹状のノーズ 646 はカプセル 630 上にスナップ結合され、システムには、図示された内部ロッキング用特徴部が設けられるが、導入装置 650 の近位端部 70 は、その直径がその近位端部 70 及びその遠位端部 80 で実質的に同一にならないように、その長さに沿ってテーパ状になることを特徴とする。さらに、ノーズ 646 内部の細長型開口 638' はまた、その長さ  
10  
20  
30

に沿って直径面で変わりうる。遠位端部でのテーパ状先端部 646 は、弁を少なくとも一時的に開放させるために、導入装置 650 内で止血弁 652 を膨脹させるように構成され、これにより、プランジャ 612 の遠位端部からクリップ、プラグ、あるいは縫合装置を除去せずに、またはクリップ、プラグあるいは縫合装置 670 を潜在的に損傷させずに、弁を通じてクリップ、プラグまたは縫合装置 670 が前進可能にする。展開中に進行するクリップ、プラグまたは縫合装置 670 が通過するノーズ 654 内で細長型開口の断面を変更することで、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 が前方に向かって前進する時、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 は、これにより低減したプロファイルを達成するように操作される。シースルーチャンバは血液などの流体が流動可能にし、これにより導入装置シースの適当な位置が達成されることを確認させる。カプセル 630 はまた、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 と接触し、これを前進させるために、ツールの挿入のためのガイドを備えるように構成される。ここで図示された構造において、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 のレッグは、遠位端部セクション上でボアのエッジに載置するように位置設定される。

#### 【0136】

なお、図 66A ないし図 66D に戻れば、組立て解除を提供するように構成されるカプセル 630 及びプランジャ組立て体のさらなる構造が図示される。図示された構造は、一応クリップ、プラグまたは縫合装置が血管内に完全に延びれば、導入装置からの展開組立て体の意図しない分離を防止するのに好適に構成される。一部の構造は、必要ならば、内科医による意図的な無視を可能にするのに好適に構成される。以前の構造と関連して、血管縫合システム 600 は、互いに連通する 3 つの部分、すなわち、プランジャ 610、カプセル 630 及び導入装置 650 をさらに提供するのに好適に構成される。プランジャ 610 は、展開プランジャ 612、そしてガイド及びシール組立て体 614 をさらに備える。展開プランジャ 612 は、ガイド及びシール組立て体 614 に形成された開口内に収容されるように構成される、円筒形ロッドまたは実質的に円筒形のロッドである。プランジャ 612 は、中央軸線 A に沿って第 1 方向及び第 2 方向に移動自在に構成される。プランジャ 610 は、カプセル 630 の近位端部 70 にわたって挟み込まれ、この近位端部上にスナップ結合される。代案として、内部ロッキング用特徴部が設けられることができる、この時プランジャ 610 の雄型セクションは、カプセル 630 の近位端部にある対をなす雌型リセス内に摺動し、図 66D に示したように適所にロックされる。一部の構造では、別  
40  
50

途のシールが設けられていない。かえって、縫合装置をカプセル内で密閉させる時に縫合装置自体により止血が達成される。したがって、これらの構造のうち任意の構造で別途のシールを用意することは選択的である。

#### 【0137】

展開システムのさらなる様態は、コーディス社 (Cordis) から入手可能な導入装置システム (図67及び図69)、及びセント・ジュード・メディカル (St. Jude Medical) から入手可能な導入装置システム (図68) などの、商業的に入手可能な多様な導入装置システムと共に利用できるものである。図67Aないし図67E、図68A及び図68B、そして図69A及び図69Bに示したように、それぞれのシステム600は、プランジャ610、プランジャ610と組み合わせられる移送カプセル630、プランジャチューブ618、コレットカートリッジインサート623、移送キャップコレット621、生吸収性縫合装置670、テザー662、テザー牽引要素664を備える。図68及び図69に示したように、プランジャ先端部613がまた設けられる。本明細書に図示される導入装置は普通、長さにおいて約120mmないし約170mmの範囲であるか、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。プランジャチューブは普通、商業的に入手可能な導入装置の長さより15mmないし50mmさらに長く、このために、例えば、120mm導入装置と共に作動するように構成される展開システムと対をなすように構成されれば、長さにおいて、約135mmないし約170mmまたはこの範囲内の任意の長さのプランジャを備え、(6Frenchの導入装置に対して) 約1.0mmないし約2.4mmの内径を持つ。前記システムは、閉塞または他の理由のためこれ以上使用できなくなった透析血管アクセス位置 (例えば、管状器官及び/または移植片を含む) の簡単かつ容易な非手術的な縫合が可能になるように構成される。

#### 【0138】

移送カプセル630についての適当な構造は、図70Aないし図70Fにさらに詳細に示されている。移送カプセル630は、その遠位端部80で約4mmないし12mmの外径を持ち、その近位端部で約3mmないし約11mmの外径を持つか、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。装置が大量で製造される場合、遠位先端部及びカプセルは単一構成要素として構成される。近位端部70は、内部にガイド組立て体が挟み込まれる開口を持ち (前記の図64に示した通りである)、移送位置に縫合装置を押し出す時に進行できる展開プランジャが通過する開口を持つ。遠位端部80は、(壁に到達するまでカプセル630の外側面631の周りに挟み込まれる) 導入装置との結合を容易にするためにさらに小さな外径を持つ。遠位端部80からカプセル630のパレルを下方から見た図面である図70Cから、中央開口644を見ることができ、カウンターポアから形成される底部面649は、側壁及びベース表面を特徴とする。図70D及び図70Eに示した移送カプセルコレット621は、約3mmないし約4mm範囲の第1直径を持つか、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ直径を持つ第1直径を持つか、または約2.7mmないし約3.0mm範囲の第2直径を持つか、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ第2直径を持つ。開口の内径は、その近位端部で約1.5mmないし約1.9mm範囲であり、その遠位端部で約1.3mmないし約1.7mm範囲であるか、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。図70Fから、近位端部 (さらに広い) から遠位端部 (さらに狭い) までコレット621の外側面の外部テーパは、約0.4°ないし約8°、さらに望ましくは約5°の値を持つか、またはこの範囲内の任意の値を持つ。

#### 【0139】

コレットカートリッジインサート623が図71Aないし図71Cに示されている。コレットカートリッジインサートは、カプセルを保持するために移送カプセルのテーパ状内部に挿入されるスロットが形成された円筒形クランプである。コレットカートリッジインサートは、軸線Aに沿って貫通する開口を備える円筒形プロファイルを持つ。この開口は、図71Bに示したようにテーパ状寸法を持つ。図71Cは、コレットカートリッジインサートの遠位端部80からの端部図である。通常、コレットは、近位端部70で第1外

10

20

30

40

50

径を持ち、遠位端部 80 で第 2 外径を持つ。前記第 1 外径は、約 4.4 mm ないし約 5.0 mm 範囲であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持ち、前記第 2 外径は、約 4.7 mm ないし約 5.0 mm 範囲であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。開口の内径は、その近位端部で約 3.3 mm ないし約 3.9 mm 範囲であり、その遠位端部で約 1.5 mm ないし約 1.8 mm 範囲であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。近位端部（さらに広い）から遠位端部（さらに狭い）までコレットカートリッジインサートの内部開口の外部テーパは、約 0.4° ないし約 8°、さらに望ましくは約 5° の値を持つが、この範囲内の任意の値を持つ。

#### 【0140】

移送カプセル 630 の遠位先端部 654 は、図 72A ないし図 72E にさらに詳細に示している。移送カプセル 630 の遠位先端部 654 は、これを貫通する開口 636 を備えるステムを持つ。ステムはまた本開示内容の範囲を逸脱せずに、コア、カラム、垂直セクション、中間セクション、センター、ポストまたはシャフトとして称される。開口は直径面で、その近位端部で約 3.8 mm ないし約 4.2 mm、さらに望ましくは約 4.02 mm、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持ち、次いで、そのテーパ状先端部 638 に沿って約 2.4 mm ないし約 2.6 mm、またはさらに望ましくは約 2.51 mm であるか、この範囲内の任意の値で 1 / 100 mm の公差を持つ直径で下方にテーパ状になる。遠位先端部の長さは、約 4.0 mm ないし約 25.0 mm の範囲であり、さらに望ましくは約 18 mm であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。一部の構造においては、35 mm より大きい長さが適当である。移送カプセル遠位先端部の外径は約 3.0 mm ないし約 4.0 mm、さらに望ましくは 3.2 mm であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。外径は一部の場合において最大 35 mm 以上であってもよい。最も広いセクションの外径は、約 4.5 mm ないし約 10.0 mm の範囲であり、さらに望ましくは約 5.7 mm であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。一部の構造において、最も広いセクションは最大 35 mm またはこれよりさらに大きい。近位セクションの外径は、約 4.5 mm ないし約 10.0 mm の範囲、さらに望ましくは約 5.7 mm であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。内部のテーパ状セクション 634 は、近位端部 70 の近くに位置する。遠位先端部は、ネック (neck) の半径よりさらに大きい半径を持つ中間本体を持つ。遠位先端部より大きいものの中間本体よりは小さな半径を持つ近位セクションが設けられる。移送カプセル 630 の透明な近位モジュールセクションは、図 73A ないし図 73E にさらに詳細に図示されている。この透明なセクションは、貫通する開口 637 を備える本体を持つ。前記本体は、その近位端部 70 でプランジャの遠位端部 80 と結合できるようにサイズが決定される外径を提供するように、そして、その遠位端部 80 で移送メカニズムの近位端部 70 と結合できるようにサイズが決定される外径を提供するように構成される。図示されたように、近位端部 70 の外径は、中間セクションの直径よりも大きい、遠位セクションの直径よりは小さい。遠位端部 80 での開口は十分に大きくて、移送メカニズムの近位端部 70 が遠位に向かう表面に隣接してリセス内に挟み込まれるようにする。開口の近位端部 70 は、モジュールの近位端部 70 に到達する時にフレア (flare) される直径を持つ。

#### 【0141】

カプセルは密封要素または血管縫合装置を収容し、展開プロセス中に損傷から装置を保護する。カプセルの構造による結果として、カプセルはまた、導入装置に進入する血管縫合装置に先立って血管縫合装置の断面直径の縮小を開始する。カプセルは、例えば、血管縫合装置の半径方向延長セクションを偏向させることで血管縫合装置の断面直径の低減を達成する。カプセルはまた、カプセル内で見ることができ血液の存在により目標血管内に導入装置シースが位置設定されていることの確認を容易にする。

#### 【0142】

プランジャグリップ 610 が図 74A ないし図 74D に示している。プランジャグリップ

10

20

30

40

50

610は、ユーザによる結合を容易にする可変的な外側面を提供するように構成される。近位端部70は、その遠位端部80で広がる前にさらに狭いネック内にテーパ状になるノブ(knob)形状を持つ。軸線Aに沿ってその長さの一部を通じて中央ルーメン622が設けられるが、近位端部70の以前に終了する。垂直開口は、中央ルーメンと連通する遠位端部80の近くに設けられる。垂直開口は、例えば、プランジャの全長の調整を許容するために、セットスクリューと共に使用するためのねじ式穴でありうる。プランジャグリップの長さは、約12mmないし約45mmであるが、さらに望ましくは25mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。プランジャグリップの外径は、その長さに沿って約3.0mmないし約12mm範囲であり、さらに望ましくは、その最も広いセクションで約10mmであり、その最も狭いセクションで約6mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。プランジャの凹状の中央部分は特に、その長さに沿って長さの約5mmないし長さの約20mm範囲、さらに望ましくは7mmないし約15mm範囲の可変的な外径を持ち、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。これらの特徴は選択的であるが、これは、近位端部での内科医の把持を改善する。中央ルーメンは、プランジャロッドまたはチューブとの結合のためのものである。

10

20

30

40

50

#### 【0143】

プランジャグリップの変形例が図75Aないし図75Cに図示されている。図示されたように、プランジャグリップ610は、その長さに沿って凹状のセクションを持っていない。プランジャグリップを、第1内径及び第2内径を持つ中央ルーメン622を備え、その長さは約10mmないし約35mm、さらに望ましくは約16mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。ルーメンの第1内径は、約6.3mmないし約7.7mm範囲であるが、さらに望ましくは約7mmである一方、プランジャグリップの外径は約7.6mmないし約8.9mmの範囲であるが、さらに望ましくは約8mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。第2内径は、約1.2mmないし約1.8mmであるが、さらに望ましくは1.6mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。第1内径セクションのルーメンの長さは、約5.0mmないし約7.6mm範囲であり、さらに望ましくは約6.4mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ一方、第2内径セクションのルーメンの長さは約7.6mmないし約11.4mm範囲であり、さらに望ましくは約9.4mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100mmの公差を持つ。

#### 【0144】

システムの一部の構造において、テザーライン672が採用される。テザーはまた、本開示内容の範囲から逸脱せずにリーシュ(leash)、臨時のまたは除去可能なプラグ付きメカニズム、縫合線、螺糸山、ワイヤー、ライン、収容部材、収容要素、安定要素及び捕獲要素とも呼ばれる。テザーは生吸収性、生分解性であるが、他の方式で体内で分解される。適当なテザーライン構造が、図76A及び図76B、そして図77A及び図77Bに図示されている。テザーライン672は、図76Aに示したように、連続的なループでもあり、図81Aないし図81Dに示したように、テザー674を形成するワイヤーでもありうる。図68及び図69に図示されたような一部の構造で、プランジャ先端部662はテザーラインなしに採用される。プランジャ先端部の適当な構造が図78Aないし図78Eに図示されている。プランジャ先端部662は、血管縫合部の近位端部で図79Eに示したように、適宜に対をなすリセス676内にスナップ式で挟み込まれるようになっており、テーパ状近位端部70及び丸い遠位先端部80を持つ。図68、図69及び図78Eは、プランジャシステムにおけるプランジャ先端部を示すものである。プランジャ先端部の全長は、例えば、約7.6mmないし約11.4mmであるが、さらに望ましくは約9.5mmであり、またはこの範囲内の任意の長さで約1/100mmの公差を持つ。近位端部は、約1.02mmないし約1.27mm、さらに望ましくは約1.14mmの第1直径、またはこの範囲内の任意の直径で約1/100mmの公差を持つものである台形断

面 6 6 4 を持つ。約 0.76 mm ないし約 1.02 mm 範囲、さらに望ましくは約 0.89 mm の長さにならって、前記台形断面は約 1.02 mm ないし約 1.27 mm、さらに望ましくは 1.14 mm、またはこの範囲内の任意の直径で約 1/100 mm の公差を持つものの直径に広がる。台形セクションの近位端部と類似した直径、そして約 0.76 mm ないし約 1.02 mm、さらに望ましくは約 0.89 mm の長さを持つものである狭くなる中間ネックセクション 6 6 6 が後続する。プランジャ先端部のメイン本体 6 6 8 の直径は、約 1.77 mm ないし約 2.29 mm であるが、さらに望ましくは約 1.98 mm であり、またはこの範囲内の任意の直径で約 1/100 mm の公差を持つ。近位端部からプラグを見た図 7 8 C を参考にすれば、台形断面の近位端部の 3 つの可変的な直径、台形セクションのさらに広い直径及びメイン本体を見ることができる。狭くなる中間ネックの直径は見られない。メイン本体 6 6 8 以後に、ステムセクション 6 6 5 は、近位端部から遠位端部に向かって約 3.05 mm ないし約 4.32 mm、さらに望ましくは約 4.04 mm であり、またはこの範囲内の任意の値で約 1/100 mm の公差を持つ長さにならって狭くなる。ステムセクション 6 6 5 は、球根型端部 6 6 7 の形成と共に遠位で終了する。球根型端部の直径は、約 1.02 mm ないし約 1.17 mm であるが、さらに望ましくは約 1.14 mm であり、またはこの範囲内の任意の値で約 1/100 mm の公差を持つ。図 7 8 D に示した遠位端部から分かるように、球根型端部の直径を見ることができ、メイン本体を見ることができる。図 7 8 E を再び調べれば分かるように、プランジャはプランジャステム 6 1 8 の遠位端部で開口内に挟み込まれ、これはその近位端部でハンドルに連結される。

10

20

30

40

50

【0145】

(b) 組織クリップ、プラグ及び他の縫合装置

本明細書で開示される組織クリップ、プラグ及び他の縫合装置は、例えば、動脈を縫合しようとする目的で動物身体内に移送する状況について開示される。しかし、当業者ならば理解できるように、他の用例も可能である。例えば、クリップ、プラグ及び他の縫合装置は、止血するための圧迫の代案として、移送システムによる移送を必要とせず、かえって外傷・刺傷または銃傷などの外傷・の状況でフィールドで移送されるように寸法が決定される。限定するものではないが、エッジ、リッジ、フランジ、ウィング、ペダル、半径方向延長部材、及び水平突出部を含む外側面または内側面上で縫合装置と共に多様な要素が利用される。任意の要素についてのあらゆる議論はまた、開示される他の要素を参考

【0146】

図 2 は、開放または予備展開された構造のクリップ 1 0 2 の実施形態の斜視図である。クリップ 1 0 2 はベース部分 1 2 0 を備える。ベース部分 1 2 0 は概略または完全に環状であり、これにより部分的または完全な円を形成する。一部の実施形態において、図示したように、その上部エッジに沿って連続的または実質的に連続的な円形であるベース部分 1 2 0 は、開放構造及び閉鎖構造のうちいずれか一つあるいは両方で、撓みまたは曲がりに対して大きい強度及び抵抗を提供できる。概略円形のベース部分 1 2 0 は、枝角 1 2 6 a、1 2 6 b が転移中に開放構造と閉鎖構造との間で移動するか、または曲がるようにする一方、ベース部分 1 2 0 の形状または配向で実質的な変化に抵抗する。ベース部分 1 2 0 の高さ 1 3 5 は、所望のほどの剛性または可とう性を達成するように選択される。

【0147】

フィンガー 1 2 2 及び 1 2 4 は、枝角 1 2 6 a、1 2 6 b などの複数の組織結合要素を支持するように、そしてベース部分 1 2 0 から延びるように構成できる。一部の実施形態において、図示したように、フィンガー 1 2 2 及びフィンガー 1 2 4 は、例えば実質的に対向する配置で位置設定されるが、フィンガー 1 2 2 はフィンガー 1 2 4 から、概略円形のベース部分 1 2 0 上で実質的に正反対に対向する位置に位置設定される。以下で説明されるように、複数の異なる位置及び構造を利用できる。

【0148】

図 2 に図示された例において、それぞれのフィンガー 1 2 2、1 2 4 は、3 つの枝角、す

なわち一つの中央枝角 1 2 6 a 及び 2 個の外側枝角 1 2 6 b を備える。外側枝角 1 2 6 b は、それぞれの先端部 1 2 7 b からそれぞれのフィンガー 1 2 2、1 2 4 の前方表面 1 3 4 を備えるそれぞれの接合部まで、実質的に同じ長さでありうる。一部の実施形態において、前記前方表面 1 3 4 は開放構造で枝角 1 2 6 a、1 2 6 b に実質的に垂直であり、ベース部分 1 2 0 の平面と実質的に平行でありうる。一般的に表面 1 3 4 は、血管壁 1 6 内へのクリップ 1 0 2 の過度な挿入を防止するために、実質的に丸い停止部として作用できる。一部の実施形態において、中央枝角 1 2 6 a の長さ 1 3 3 は、外側枝角 1 2 6 b の長さ 1 3 2 より若干大きい。これらの長さ差は、組織スプリットの対向する側部を共に引き寄せるのに役に立つように、2 個の対向する中央枝角 1 2 6 a の間でベース部分 1 2 0 を両分する中央線に沿ってレバレッジ及び力を増大させることを補助できる。

10

#### 【0149】

一部の実施形態において、長さ 1 3 2、1 3 3 は、枝角 1 2 6 a、1 2 6 b が血管 1 8 の内部領域内に平均厚さの血管壁 1 6 を介して浸透するが、完全には貫通できなく選択される。例えば、長さ 1 3 2 は約 1 mm 以上であり/あるか、または約 4 mm 以下であり、長さ 1 3 3 は約 1 mm 以上であり/あるか、または約 5 mm 以下でありうる。一部の実施形態において、長さ 1 3 2 は約 3 mm であり、長さ 1 3 3 は約 3 mm である。他の実施形態において、枝角 1 2 6 a、1 2 6 b は血管壁を貫通するように構成されるが、一般的に血管 1 8 の対向側部上で血管壁 1 7 と接触するか、または血管壁を貫通するのに十分な長さではない。枝角 1 2 6 a、1 2 6 b の長さは、一般的にベース部分 1 2 0 の高さ 1 3 5 より大きい。提示された実施形態において、フィンガー 1 2 2 及び 1 2 4 は、中央軸線を中心として対称である。他の実施形態において、フィンガー 1 2 2、1 2 4 は非対称でもあり、異なる数あるいは構造の組織結合要素を含むこともある。

20

#### 【0150】

フィンガー 1 2 2、1 2 4 は、図示したように、狭くなる領域、湾入部、関節型ジョイントまたはウィンドウ部分などの一つ以上の容易に曲げられる領域 1 2 5 を備える。容易に曲げられる領域 1 2 5 のサイズ、形状及び配置は、クリップ 1 0 2 に対して所望のサイズの縫合力を達成することを補助するように調整される。提示されたように、容易に曲げられる領域 1 2 5 の外形は、血管壁に対するさらなる外傷を回避するために緩やかである。一部の実施形態において、容易に曲げられる領域 1 2 5 の上部エッジ 1 2 9 は、ベース部分 1 2 0 の所望の高さ 1 3 5 を維持するために、ベース部分 1 2 0 の下部エッジ 1 3 1 と整列されるように位置設定される。提示されたように、容易に曲げられる領域の幅は、ベース部分 1 2 0 の高さ 1 3 5 より小さい。

30

#### 【0151】

図 3 は、閉鎖または展開された構造のクリップ 1 0 2 の斜視図である。クリップ 1 0 2 は、望ましくは閉鎖構造でパイアスされる。図 1 及び図 2 に示したように、クリップ 1 0 2 は、展開されてから図 3 に示したものと同一構造に復帰するまで、臨時で展開器具 1 0 4 により開放状態または予備展開された状態に維持される。クリップ 1 0 2 は、動脈切開部を縫合するために展開時に自動的に閉鎖されるように構成される。特定実施形態において、クリップ 1 0 2 の閉鎖は曲げ領域 4 0 0 における変化により達成される。一部の実施形態において、クリップ 1 0 2 の他の部分の寸法、形状及び/または配向は、予備展開された状態と展開された状態との間で実質的に変わらない状態に残っている。

40

#### 【0152】

図 4 は、開放構造の、クリップ 1 0 2 の側面図である。ベース部分 1 2 0、支持部 1 4 1 及び容易に曲げられる領域 1 2 5 のそれぞれの高さ 1 3 5、1 3 6、4 0 1 は、クリップ 1 0 2 の具体的な用例及び他の設計選好条件によって複数の相異なる値を持つ。さらに、これら高さ 1 3 5、1 3 6、4 0 1 は一定であってもよく、一部の実施形態では変わってもよい。例えば、ベース部分 1 2 0 の高さ 1 3 5 は約 0.5 mm 以上であり/あるか、または約 2 mm 以下であり、支持部 1 4 1 の高さ 1 3 6 は約 0.5 mm 以上であり/あるか、または約 4 mm 以下であり、容易に曲げられる領域 1 2 5 の高さ 4 0 1 は約 0.2 mm 以上であり/あるか、または約 2 mm 以下であり、またはこの範囲内の任意の寸法に約 1

50

／100 mmの公差を持つ。一部の実施形態において、ベース部分120の高さ135は、約0.5 mm、0.6 mm、0.7 mm、0.8 mm、0.9 mm、1.0 mm、1.1 mm、1.2 mm、1.3 mm、1.4 mm、1.5 mm、1.6 mm、1.7 mm、1.8 mm、1.9 mmまたは2.0 mmである。一部の実施形態において、支持部141の高さ136は、約0.5 mm、0.6 mm、0.7 mm、0.8 mm、0.9 mm、1.0 mm、1.1 mm、1.2 mm、1.3 mm、1.4 mm、1.5 mm、1.6 mm、1.7 mm、1.8 mm、1.9 mm、2.0 mm、2.1 mm、2.2 mm、2.3 mm、2.4 mm、2.5 mm、2.6 mm、2.7 mm、2.8 mm、2.9 mm、3.0 mm、3.1 mm、3.2 mm、3.3 mm、3.4 mm、3.5 mm、3.6 mm、3.7 mm、3.8 mm、3.9 mm、または4.0 mmであり、あるいはこの範囲内の任意の寸法に対して1/100 mmの公差を持つ。一部の実施形態において、容易に曲げられる領域125の高さ401は、約0.2 mm、0.3 mm、0.4 mm、0.5 mm、0.6 mm、0.7 mm、0.8 mm、0.9 mm、1.0 mm、1.1 mm、1.2 mm、1.3 mm、1.4 mm、1.5 mm、1.6 mm、1.7 mm、1.8 mm、1.9 mmあるいは2.0 mmであり、またはこの範囲内の任意の値で約1/100 mmの公差を持つ。一部の実施形態において、高さ135は約1 mmであり、高さ136は約2 mmであり、高さ401は約0.8 mmである。他の適当な高さも使われる。

10

#### 【0153】

図2ないし図4に示したように、フィンガー122及び124の支持部141の高さ136は、中央枝角126 aの長さ133より小さい(例えば、約80%未満である)。これは、クリップ102が付着される時、クリップ102のベース部分120を血管壁16の外側面に対して比較的近接して位置設定させることができる。一部の実施形態において、支持部141は異なる寸法を持ってよく、持っていないてもよい[例えば、枝角126 a、126 bがベース部分120に直接付着される]。他の実施形態において、高さ136は、中央枝角126 aの長さ133と概略的に同一であるか、または長さ133より大きい。支持部141は、支持部141が血管壁16に浸透し/浸透するか、または血管壁16に外傷を引き起こす可能性をなくすために、示したように緩やかな外形の側部143を備える。提示された実施形態において、支持部141の外側面は曲線型である[例えば、ベース部分120の外側面と曲率面で類似している]。一部の実施形態において、支持部141の外側面は扁平であるか、またはベース部分120の外側面と異なる方式で成形される。

20

30

#### 【0154】

図5は、閉鎖構造の、クリップ102の側面図である。展開された状態において、クリップ102は、フィンガー122、124におけるエッジまたは中央軸線ラインと、ベース部分120の周り表面またはエッジ131との間で角度130を形成できる。角度130は、以下でさらに説明されるように、臨時縫合を用いる実施形態でクリップ102の容易な除去、そして印加される縫合力の決定を補助するように選択される。角度130はまた、血管壁16内への枝角126 a、127 bによる全体浸透深さの決定を補助するように選択される。例えば、角が小さくなるほど一般的にさらに浅く貫通し、角が大きくなるほど一般的にさらに深く貫通する。一部の実施形態において、角度130は約30°以上であり/あるか、または約70°未満でありうる。一部の実施形態において、角度130は約30°、35°、40°、45°、50°、55°、60°、65°、または70°であるか、またはこの範囲内で任意の角度に対して1/100°の公差を持つ。具体的な例において、角度130は約50°でありうる。他の適当な角度も使われうる。一部の実施形態において、提示されたように、曲げ領域400は曲げられうる一方、他の構造は実質的に変わらないか、またはのままの状態に維持される。

40

#### 【0155】

図6は、閉鎖構造の、クリップ102の底面図である。提示されたように、枝角126 a、126 bの対向する対は、閉鎖構造で互いに接触するように、または互いに非常に近接して[例えば、それぞれの枝角126 a、126 bの概略的な厚さ137と同等な長さ内

50

で]近づくように構成される。他の実施形態において、枝角126a、126は閉鎖構造で互いに非常に近接して移動するように構成される必要がない。一部の実施形態において、ベース部分120は、約0.1mm以上であり/あるか、または約0.5mm以下である側部厚さ138を持つ。一部の実施形態において、ベース部分120は約0.1mm、0.2mm、0.3mm、0.4mm、または0.5mmあるいはこの範囲内の任意の寸法に対して約1/100mmの公差を持つ側部厚さ138を持つ。一部の実施形態において、ベース部分120は約0.2mmの側部厚さ138を持つ。提示されたように、一部の実施形態において、クリップ102のあらゆる部分は概略的に同じ厚さを共有できる。この厚さはまた、適当な状況ではクリップ102の多様な部分の間で変わる。例えば、図4を参考にすれば、枝角126a、126bは、血管壁16の貫通を容易にするためにベース部分120の厚さ138未満である厚さ137を持つ。

10

#### 【0156】

ベース部分120は、外径及び内径を形成できる。例えば、外径は約3mm以上であり/あるか、または約7mm以下であり、内径は、約2.5mm以上であり/あるか、または約6.5mm以下でありうる。一部の実施形態において、外径は、約3.0mm、3.5mm、4.0mm、4.5mm、5.0mm、5.5mm、6.0mm、6.5mm、または7.0mmである。一部の実施形態において、内径は約2.5mm、3.0mm、3.5mm、4.0mm、4.5mm、5.0mm、5.5mm、6.0mmまたは6.5mmであり、あるいはこの範囲内で任意の寸法に対して約1/100mmの公差を持つ。一部の実施形態において、外径は約5.3mmであり、内径は約4.8mmである。他の適当な直径も使われうる。特定の組織圧迫またはクリップが使われる縫合用例によって、そして血管壁16の厚さまたは直径における差のように、相異なる解剖学的寸法を考慮するために相異なる寸法のクリップが使われる。一部場合において、健康管理専門家が外傷をなくして特定患者に対する適当な縫合力を増大させるのに当って、可変性及び増大した公差を許容するために複数の相異なる寸法のクリップ102が設けられる。さらに、クリップ寸法はまた、前進するクリップが経る管状医療装置を収容するように選択される。動脈切開部縫合を行う実施形態において、クリップの内径は、標準的な商業的導入装置にわたって前進するのに十分に大きくなければならない。

20

#### 【0157】

図6に示したように、枝角は直線型エッジ145を持つことができ、内角405を形成できる。内角405は、血管壁16からの枝角126a、126bの後退または血管壁内への枝角126a、126bの貫通を引き起こすために要求される挿入力の調整に役に立つように選択される。一部の実施形態において、内角405は約3°以上であり/あるか、または約15°以下でありうる。一部の実施形態において、内角405は約3°、4°、5°、6°、7°、8°、9°、10°、11°、12°、13°、14°または15°であるか、またはこの範囲内で任意の値に対して1/100°の公差を持つ。一部の実施形態において、内角405は約9°でありうる。他の適当な角度も使われうる。枝角126a、126bの先端部127a、127bの幅はまた、要求される挿入力を決定するために調整できる。特定実施形態において、先端部127a、127bの幅は、約0.03mm以上であり/あるか、または約0.09mm以下でありうる。特定実施形態において、先端部127a、127bの幅は、約0.03、0.04、0.05、0.06、0.07、0.08または0.09mmであり、またはこの範囲内の任意の寸法に対して約1/100mmの公差を持つ。特定実施形態において、先端部127a、127bの幅は、約0.06mmでありうる。他の適当な先端部の幅も使われうる。特定実施形態において、枝角126a、126bのエッジは、曲線型であるか、セグメントを形成するか、または多様な部分で相異なる角度を形成できる。特定実施形態において、枝角126a、126bは、血管壁16からの後退に抵抗するように構成されるパーブ(bars)、突出部または他の要素を含む。パーブは、以下でさらに詳細に説明されるように、クリップ102の部分的な展開中のクリップ102の偶然な除去を防止するために、十分な抵抗力を提供するように数値が定められるか、または構成される。特定実施

30

40

50

形態において、バープにより提供される前記抵抗力はまた、クリップ102の非外傷性除去を可能にするほど十分に小さい。

【0158】

ベース部分120が実質的に円形である実施形態において、アーク406は、フィンガー122及び124の周り方向の幅に対応する。提示された実施形態において、アーク406は、約90°の角度を弧に対する(subtend)。一部の実施形態において、アーク406は約60°以上の角度を弧に対することができ/できるか、または約90°以下の角度を弧に対することができる。一部の実施形態において、アーク406は約60°、65°、70°、75°、80°、85°または90°の角度を弧に対することができるか、またはこの範囲内で任意の値に対して1/100°の公差を持つ角度を弧に対することができる。他の適当な角度も使われうる。アーク403は、ウィンドウ部分125の周り方向幅に対応する。一部の実施形態において、アーク403は、約15°以上の角度と約30°以下の角度との間の角度を弧に対することができる。一部の実施形態において、アーク403は、約15°、16°、17°、18°、19°、20°、21°、22°、23°、24°、25°、26°、27°、28°、29°または30°の角度を弧に対することができるか、またはこの範囲内で任意の角度に対して1/100°の公差を持つ角度を弧に対することができる。特定実施形態において、アーク403は、アーク406の約半分長さ以下でありうる。ウィンドウ部分125に隣接するフィンガー122及び124の対応する部分は、アーク402及び404により形成される幅を持つ。アーク139は、フィンガー122とフィンガー124との間の分離距離に対応する。提示された実施形態において、アーク139は、約90°の角度を弧に対する。一部の実施形態において、アーク139は、約60°以上の角度を弧に対することができ/できるか、または約90°以下の角度を弧に対することができる。一部の実施形態において、アーク139は、約60°、65°、70°、75°、80°、85°または90°の角度を弧に対することができるか、またはこの範囲内で任意の角度に対して1/100°の公差を持つ角度を弧に対することができる。他の角度も使われうる。一部の実施形態において、提示されたように、ベース部分の形状及び/または配向は開放または予備展開された状態と、閉鎖または展開された状態との間で転移する時、実質的にまたは全体的に変更しない。

【0159】

図7は、展開器具104の斜視図であり、その遠位端部に開放または予備展開された位置でのクリップ102が付着されたものである。図7に図示された構造は、展開器具104を患者に挿入する前の初期または開始構造である。予備ローディングされたクリップ102を備える展開器具104は、かる一般的な構造で殺菌されたパッケージで内科医に提供される。特定実施形態において、展開器具104は、基本的な3つの構成要素、すなわち、内側管状部材154、外側管状部材156及び加圧要素158で構成される。

【0160】

図47Aないし図47Dは、血管縫合クリップ350の他の実施形態を図示している。図示されたように、クリップ350は、以下で説明されることを除いては、クリップ102と多くの面で類似している。クリップ350とクリップ102との主な差異点は、クリップ350上のフィンガー252、254の配置が非対称であり、すなわち、それぞれの側部で枝角256、258の数が同一でないということである。例えば、図示されたように、第1フィンガー252は、3つの枝角256を備える。第2フィンガー254は、2つの枝角258を備える。枝角256及び枝角258は、互いにオフセットされ、図47Bないし図47Dに示したように、クリップ350が閉鎖構造にある時に絡み合うように構成される。一部の用例において、これらの絡み合い構造はクリップ102の構造に比べて特定の長所を提供できる。例えば、フィンガー252及び254は、対向する組織の側部が互いに交差して引き寄せられるように試みることで、組織にさらに大きい圧迫を加えるように、そしてさらに完全に動脈切開部114を縫合するように構成される。さらに、これらの絡み合い構造は、一部の実施形態において与えられた長さのフィンガー252、254に対するベース部分251のエッジ253または周り表面と、フィンガー252、

254でのエッジまたは中央軸線ラインとの間にさらに小さな角度 259が形成されるようにする。一部の実施形態において、角度 259は、約10°以上であり/あるか、または約50°以下でありうる。一部の実施形態において、角度 259は、約10°、15°、20°、25°、30°、35°、40°、45°または50°であるか、またはこの範囲内で任意の値に対して1/100°の公差を持つ。具体的な例において、角度 259は約30°でありうる。他の適当な角度も使われうる。図47Cに図示された例において、フィンガー252及び254は、クリップ350がその閉鎖構造または展開された構造にある時に互いに接触しない。他の実施形態において、フィンガー252及び254は、展開された構造で互いに接触するように構成される。例えば、枝角258は、フィンガー252の前方表面253上に載置するように構成される。枝角256は、フィンガー254の前方表面255上に載置するように構成される。

10

#### 【0161】

図48A及び図48Bは、血管縫合クリップ260の他の実施形態を図示している。クリップ260は、以下で説明されることを除いては、本明細書に開示される他のクリップと類似している。クリップ260は、環状ベース261から延びる3つの対称のフィンガー262を備える。図示されたように、フィンガー262は、ベース261の周りの周辺で均一に間隔をおいている。それぞれのフィンガー262は2つの枝角264を備える。枝角264の遠位端部は、クリップ260が、図48Bに図示されたようにその閉鎖構造にある時に合うように構成される。

20

#### 【0162】

図49A及び図49Bは、血管縫合クリップ270の他の実施形態を図示している。クリップ270は、環状ベース271の周りの周辺で均一に間隔をおいている3個の対称のフィンガー272を備える。クリップ270は、クリップ260と多くの面で類似している。クリップ270とクリップ260との主な差異点は、クリップ270が閉鎖構造である時、隣接するフィンガーの枝角274が重なるようにクリップ270の枝角274が構成されるということである。

30

#### 【0163】

図50A及び図50Bは、血管縫合クリップ280の他の実施形態を図示している。クリップ280は、本明細書に開示される他のクリップと類似している。クリップ280は、環状ベース281の周りの周辺で実質的に均一に間隔をおいている3個のフィンガー284を備える。それぞれのフィンガー282は、フィンガー282の中央部分から一側にオフセットされる2つの枝角284を備える。これらの構造は、重畳なしに閉鎖構造でフィンガーがさらに大きく曲げられるようにする。

40

#### 【0164】

図51Aないし図51Eは、血管縫合クリップ290の他の実施形態を図示している。クリップ290は、以下で説明されることを除いては、本明細書に開示される他のクリップと類似している。クリップ290は、ベース部分291の周りの周辺で均一に間隔をおいている6つのフィンガー292を備える。一部の実施形態において、それぞれのフィンガー292は、ただ一つの枝角294のみ備える。枝角294は、図49Dで最もよく見ることができ、扁平な構造で折り畳まれるように構成される。これらの構造は、クリップ290に比較的低い内部プロファイルを持たせる。枝角294は、クリップ290がその閉鎖構造にある時、互いに接触するように構成されていない。他の実施形態において、枝角294は、中央地点または他の地点で、またはこれら地点の近くで合うように構成される。枝角294は、最遠位部分295及び第2のさらに近位にある部分296を含む。最遠位部分295は、前記近位にある部分296により形成される内角より小さい第1内角を形成する。これらの構造は、枝角294に比較的“鋭い”先端部を付与し、血管壁16に対する枝角の初期貫通を容易にする。ベース部分は高さ298を持つ。図示されたように、高さ298は比較的小さく、例えば、環状ベース部分291により形成される半径の約1/5以下でありうる。比較的小さな高さ298は、クリップ290が移植される時に比較的低い外部プロファイルを持つようにする。

50

## 【 0 1 6 5 】

クリップ 2 9 0 は、動脈切開部の実質的にあらゆる側部で組織と結合されるように構成されることで、さらに完璧な周り方向縫合を提供できる。特定実施形態においては、永久移植のためにこれらのクリップ 2 9 0 を使用すること、そして臨時移植のために他のクリップを使用することがさらに望ましい。例えば、ただ 2 つの対向するフィンガーの使用は除去を容易にする。ただ 2 つの対向するフィンガーの使用は、有利には、簡単で予測可能な“ピンチング”タイプの縫合作用を発生させる。

## 【 0 1 6 6 】

特定実施形態において、動脈切開部 1 1 4 の縫合を容易にするために熱が使われる。図 5 2 は、動脈切開部 1 1 4 を取り囲む組織を加熱するために直接抵抗要素加熱を用いる回路 5 0 0 を示すものである。特定実施形態において、動脈切開部を取り囲む選択された組織は、約 4 0 以下であるか、約 4 0 ないし 4 5 であるか、または約 4 5 より高い温度で加熱される。特定実施形態において、動脈切開部を取り囲む選択された組織は、約 3 5 、 3 6 、 3 7 、 3 8 、 3 9 、 4 0 、 4 1 、 4 2 、 4 3 、 4 4 、 4 5 、 4 6 、 4 7 、 4 8 、 4 9 、または 5 0 の温度で加熱されるか、またはこの範囲内の任意の値に対して約 1 / 1 0 0 の公差を持つ温度で加熱される。他の適当な温度も使われうる。これら温度で、血管縫合クリップにより共に圧迫される組織は、動脈切開部を縫合するために組織を共に融合させる傾向のある細胞変化を経る。

## 【 0 1 6 7 】

他のクリップ変形も可能である。組織圧迫は、要素の長さ、幅、厚さ、角度、数、及び位置などの複数の組織結合要素の構成属性のうち一つ以上を調整することで変形される。クリップの近位エッジは、直線型であるか、サイン関数型であるか、切り欠き型であるか、キー型であるか、組み合わせ型であるか、または他の適当な構成を持つ。近位エッジの幾何学的形状は、前進及び展開器具の接触面と対をなす。クリップは、配管、シート、ワイヤー、ストリップ、バンド、ロッド、これらの組み合わせまたは他の適当な材料のうち一つ以上で製造される。

## 【 0 1 6 8 】

図 5 6 A ないし図 5 6 C は、血管縫合システムのさらなる実施形態を示すものである。一実施形態において、生吸収性の膨脹可能なプラグ 3 1 0 は、プラグ展開器具 3 0 0 の遠位端部上にローディングされる。プラグ展開器具 3 0 0 は、ハンドル 3 0 6 を備える内側管状部材 3 0 2、及びハンドル 3 0 8 を備える外側管状部材 3 0 4 を備える。プラグ 3 1 0 の近位端部 3 1 2 は、外側管状部材 3 0 4 の遠位端部により収容される。プラグ 3 1 0 の中間停止部 3 1 4 は、近位端部 3 1 2 または遠位端部 3 1 6 のうちいずれか一つより大きい外径を持つことができ、外側管状部材 3 0 4 の遠位端部に対して収容される。図示されたように、停止部 3 1 4 は、一般的に円形の幾何学的形状を持つ。しかし、他の適当な形状または幾何学的形状も使われうる。例えば、特定実施形態において、停止部 3 1 4 は、フレアされたまたはテーパ形状、X 字状、ひっくり返った T 字状、これらの組み合わせ、または任意の他の適当な形状あるいは幾何学的形状を持つ。特定実施形態において、停止部 3 1 4 は前進中に容易に曲げるために、スロットまたはリボンが形成される。近位端部 3 1 2 は、以下で説明されるように、プラグのキンキング（長い長い g）を容易にするために比較的長い。特定実施形態において、近位端部 3 1 2 は、遠位端部 3 1 6 の長さの約 2 倍以上の長さを持つことができ、または遠位端部 3 1 6 の長さの約 5 倍以上の長さを持つことができる。プラグ 3 1 0 は、展開器具 3 0 0 及びプラグ 3 1 0 が、展開器具 1 0 4 と関連して前述したものと類似した方式で管状医療装置にわたって前進するように許容する長手方向チャンネル 3 1 8 を含む。内側管状部材 3 0 6 は、ハンドル 3 0 6 に圧力を印加することで、及び/または近位方向にハンドル 3 0 8 を引き寄せることで遠位に前進できる。ハンドル 3 0 6 とハンドル 3 0 8 との間で外側管状部材 3 0 2 に固定される除去可能な要素などの停止手段は、医療専門家が展開を開始する準備ができるまでハンドル 3 0 6 とハンドル 3 0 8 との分離を維持できる。一応医療専門家が展開器具 3 0 0 の遠位端部の適当な配置を確認すれば、停止手段は、例えば、展開を開始するために除去

10

20

30

40

50

可能な要素を除去することで克服できる。内側管状部材 306 の遠位端部は、展開を行うために外側管状部材 304 から自由にプラグ 310 を押し出す。展開器具 300 は、ハンドル 306 及びハンドル 308 が共に集められる時、プラグ 310 が完全に展開されるように構成できる。

【0169】

膨脹可能なプラグ 310 は、血液または皮下の流体、または例えば、材料の膨脹を引き起こすために内科医により添加される他の流体などの流体に材料が露出される時に膨脹または拡大する材料で、部分的にまたは全体的に製造される。これら材料は、親水性ゲル（ヒドロゲル）、再生セルロース、ポリエチレンビニルアセテート（PEVA）だけでなく、これらの複合体及び組み合わせ、そして他の生体適合性の膨脹可能な、または拡大可能な材料の組み合わせを含む。展開時に、膨脹可能なプラグ 310 は膨脹することができて、長手方向チャンネル 318 を閉塞させ、かつ動脈切開部を密閉させる。特定実施形態において、プラグ 310 は、例えば、ポリエチレングリコール（PEG）または他のポリマーキャリアなどの凍結乾燥されたヒドロゲルで、部分的にまたは全体的に製造される。キャリアで使われるポリマーは、加水分解式で劣化可能な化学物質群を含むことができ、これにより、現場で劣化を許容する。ヒドロゲルの形成時に使用し適した親水性ポリマー材料は、ポリ（ヒドロキシアルキルメタクリレート）、ポリ（電解質複合物）、加水分解可能な結合で架橋結合されたポリ（ビニルアセテート）、水で膨脹可能な N - ビニルラクタム多糖類、天然ガム、寒天、アガロース、アルギン酸ナトリウム、カラギーナン、フコイダン、ファーセララン、ラミナラン、ヒブネア、ユウシェウマ（*eucheuma*）、アラビアガム、ガッチガム（*gum ghatti*）、カラヤガム、タラカントガム、ローカストビーンガム、アラビノガラクトン、ペクチン、アミロペクチン、ゼラチン、カルボキシルメチルセルロースガムなどの親水性コロイドまたはポリプロピレングリコールなどのポリオールと交差結合されたアルギン酸ガムなどを含む。既知のヒドロゲルのいろいろな構成式は、ヴゼット（Etes）に許与された米国特許第 3,640,741 号、ハルトツプ（Hartopp）に許与された米国特許第 3,865,108 号、デンツィンガー（Denzinger）らに許与された米国特許第 3,992,562 号、マニング（Manning）らに許与された米国特許第 4,002,172 号、アーノルド（Arnold）に許与された米国特許第 4,014,335 号、マイケルに許与された米国特許第 4,207,893 号及び米国オハイオ州クリーブランド所在のケミカルラバーカンパニーで出版した共用ポリマーハンドブック [スコット（Scott）及びロフ（Roff）編著] に説明されており、ヒドロゲルと関連して以上の特許及び公開文献に開示されたあらゆる開示内容は、引用によって本明細書に含まれる。

【0170】

プラグ展開器具 300 及びプラグ 310 を用いるための方法の例は、これから図 57 ないし図 63 を参考にして説明される。プラグ 310 がローディングされた展開器具 300 は、遠位端部 316 が血管壁 116 に当接するまで、図 57 に示したように、既に設けられた管状医療装置 108 にわたって前進する。特定実施形態において、図示したように、遠位端部 316 は動脈切開部 114 内に収容される。他の実施形態において、遠位端部 316 は、血管壁 316 の外側面に対して収容される。中間部分 314 は、血管内へのプラグ 310 の過度な挿入を防止するために、停止部として作用するように構成される。導入装置シースは、図 59 に示したように血管から除去される。

【0171】

図 60 に示したように、展開器具 300 は、プラグ 310 の露出された部分が膨脹し始める間に血管壁 116 に対して適所に保持される。このような膨脹は、血液及び/または皮下の流体と接触するような多様なイベントにより開始または加速化される。特定実施形態において、遠位端部 316 の拡大は、動脈切開部 114 内で適所にプラグ 310 を固定させるのに役に立つ。プラグ 310 の膨脹は長手方向チャンネル 318 を閉塞させ、これにより、動脈切開部 114 を密閉させる傾向があるか、それとも部分的にあるいは全体的に動脈切開部を充填する傾向がある。代案として、または追加的に、チャンネル 318 は、近位

10

20

30

40

50

部分 3 1 2 のキンキングにより閉塞される。一応、プラグ 3 1 0 が血管壁 1 1 6 に固定されれば、展開器具 3 0 0 は、図 6 1 に示したように除去される。展開器具 3 0 0 により既に変位された脂肪組織は、組織領域で満たされ始める。これらの組織は、これにより近位部分 3 1 2 に圧力を印加でき、これにより近位部分をキンキングまたは閉塞させる傾向がある。患者の動き及び / または外部あるいは内部から印加される圧力はまた、近位部分 3 1 2 をキンキングさせるために使われる。図示されたように、血管壁に対して鋭角でプラグ 3 1 0 を展開すれば、また近位部分 3 1 2 のキンキング傾向を高める。特定実施形態において、長手方向チャンネル 3 1 8 の内側面は、その一領域が他の領域と接触する時に自体的に接着するように構成される。例えば、特定実施形態において、長手方向チャンネル 3 1 8 の内側面は、長手方向チャンネル 3 1 8 の閉塞を補助するために、接着剤または他の適当なコーティングでコーティングされる。特定実施形態において、接着剤またはコーティングは、展開器具 3 0 0 への接着を防止するか、または展開器具に接着されないように構成される。図 6 2 は、完全に膨脹した状態で展開されたプラグ 3 1 0 の実施形態を示すものである。プラグ 3 1 0 は、全体的にまたは部分的に生吸収性でありうる。特定実施形態において、プラグ 3 1 0 は、約 4 週後に患者の身体に完全に吸収されるように構成される。他の適当な時間がまた使われる。図 6 3 は、部分的に溶解された状態であるプラグ 3 1 0 を示すものである。

10

#### 【 0 1 7 2 】

膨脹可能なプラグ 3 1 0 は、身体内に挿入する前に、除去可能な包装係または溶解可能なコーティングにより、流体（血液、食塩水など）と意図しなく接触できなく遮蔽される。膨脹可能なプラグ 3 1 0 は、血液などの流体に露出される時に溶解し始める比較的剛性の外側コーティングを含むことができ、これにより、医療専門家の動脈切開部内へのプラグ 3 1 0 の位置設定時間を提供する。一部の実施形態において、プラグは、管状医療装置 1 0 8 にわたって直接前進するように構成され、展開器具 3 0 0 は、プッシャー器具で代替される。特定実施形態において、プラグは、長手方向スリットまたは螺旋部を備えることができ、プラグを側部から管状医療装置または展開器具に付着させる。特定実施形態において、展開器具はまた、側部からの付着を可能にするスロットを備える。

20

#### 【 0 1 7 3 】

血管縫合装置は、装置の展開位置及び / またはその位置付近で該当位置における治療に積極的に影響を与え、装置を形成する構造に統合されるか、またはコーティングに統合されるか、または両者ともに統合されるものである一つ以上のコーティング、材料、化合物、物質、薬品、治療剤などを含む。血栓防止材料、抗増殖性材料、または他のコーティングは、身体内の血管縫合装置の付着点で、またはこの付着点付近で血栓（急性及び / または慢性）、過形成、血小板凝集、または他の否定的な反応を防止しようとする意図である。コーティング、材料、化合物、物質、薬物、治療剤などは自体使用でき / できるか、またはポリマーマトリックス、澱粉または他の適当な材料または方法でのようにキャリアに含まれている。コーティングは、液体、ゲル、膜、非硬化した形態、部分硬化した形態、硬化した形態、これらの組み合わせまたは他の適当な形態でありうる。

30

#### 【 0 1 7 4 】

縫合装置、すなわち、クリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 のさらなる構成が、図 7 9 A ないし図 7 9 E に示されている。クリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 は、第 1 端部にプレートセクション、ウィングまたはペタルを備え、コア、ステム、垂直セクション、中間セクション、ポストまたはシャフトである長いネックセクション、そして半径方向延長部材、ウィング、ペタルまたは水平方向突出部であり、かつ対向端部でネックから延びるフランジ 6 7 5 セットを備える。図示したように、フェースプレートは三角形であり、その遠位端部（傷内の端部）に 3 つのペタル形状を持つが、これは、フェースプレートに沿って中央地点で中央に向かって出会い、外側に向かって延びる。ペタルは、スコアリングと共に突出したセクションでもあり、いかなる構成でも、展開中に内側軸線 A に向かってフェースプレートを曲げるのに役に立つ。さらに、少数のまたはさらに多くの、スコアリングされるか、または突出するペタルが設けられる。さらに、フェースプレートの形

40

50

状は、表面上で使われるペタルの数が変わる結果を招く。クリップ、プラグまたは縫合装置 670 は、長いネックセクションまたはステム 672 の少なくとも一部を貫通する開口またはボア 676 をさらに備える。出血の低減そして密封の補強のために、水平方向溝がコアの周りに設けられる。プラグはまた、血管の開口への接触を助けるために、そして、カプセル及び導入装置シースチューブを通じる、あるいは目標地点内へのプラグの進行に要求される力を低減させるために、潤滑油でコーティングされる。傷または血管との接触面は、厚さ、プロファイル及び幾何学的形状が変わり、中間プラグコアまたはステムは、厚さ、プロファイル、幾何学的形状及び/または任意の他の様態において変わる。さらに、中間プラグセクションは、少なくとも部分的に空いている。さらに、プラグの任意の表面は、軟らかいか、テクスチャー処理されるか、パターンが形成されるか、溝が形成されるか、またはこれらの組み合わせのうち少なくとも一つが達成されるように構成される。プラグは、穴、切り欠き、ボイド (void)、凹部、溝、スロット、湾入部、凹状のセクション、または任意の他の所望の構造のうち少なくとも一つを含む。プラグセクションは、単一部品または複数の部品で製作される。別の部品が使われる場合、別の部品は固定されてもよく、移動可能であってもよい。例えば、プラグは、外側血管接触部が内側血管接触部に向かって移動するように構成され、これにより、血管に接触する(そして、必要ならば、血管を圧迫する)。移動可能な外側血管接触部は、コア(カラム)と外側血管接触部との間にあるランプまたは突出部のうちいずれか一つまたは両者中に、一つ以上及び/または一方向または双方向ラッチを含む任意の適当な技法により、血管壁及び/または内側血管接触領域に対してその位置を維持するように構成されて、内側血管接触部と外側血管接触部との間にカスタム型差し込みまたは最適化された差し込みを可能にする。プラグは、半径方向に延びる内側血管要素、及び半径方向に延びる外側血管要素のうち少なくとも一つを備える。外側血管要素は、プラグの中央[例えば、軸線 A]上の任意の地点またはコア上の任意の地点に位置でき、外側血管壁面と直接接触するか、または近接して接触する必要がない。展開される時(拘束から解除される時)、内側血管部材及び一つ以上の垂直コア、コアの上端部は、管状医療装置を用いて前進する間に、拘束または偏向された位置から拡大またはさらに大きい断面内の開放位置に(いずれも、独立的にまたは組み合わせて)移動できる。

#### 【0175】

三角形プレートセクションまたはフェースプレート 680 は、密封対象である組織層の内側面への配置に好適に構成され、この時、長いネック 672 は傷を通じて延び、2つ以上のフランジ 675 は、傷に対して外側に展開装置に対して近位に位置設定される。フェースプレートは、近位側では扁平であり、後面側では凸状になるように構成される。フェースプレートは、移送のための低いプロファイル構成をフェースプレートが容易にしたがうように、その後方面に沿ってスコアリングされる。ステムまたはコアは、直線型、曲線型、傾斜型またはこれらの組み合わせでありうる。さらに、ステムは、血管に対するプラグの接触及び/または付着に役に立つ。さらに、前記装置は、導入装置シースを通じる展開または前進中に実質的に直線型であり、以後に管状医療装置(導入装置シースなどの装置)内でこれ以上拘束されない時に他の構造に移動する。前記装置及びシステムは、心室補助装置などの移植可能な装置を固定させるために、部分的なまたは完全な周り縫合装置を提供するように構成される。回転部及び/またはつめは、最終ブランジャの前方前進移動のためのシステムに統合され、プラグが完全に展開されてシースが後退する準備ができてい

#### 【0176】

元の位置 (in situ) で移送される装置の観点からの例示のために、本明細書に開示されるプラグの適当な構成は、約 3.81 mm ないし約 5.08 mm 範囲、さらに望ましくは約 4.39 mm またはこの範囲内の任意の値で約 1/100 mm の公差を持つ長さを提供する。ボアの長さは約 2.92 mm ないし約 3.94 mm、さらに望ましくは約 3.43 mm であるか、またはこの範囲内の任意の値で約 1/100 mm の公差を持つ。ボアの幅は、約 0.76 mm ないし約 1.27 mm、望ましくは約 1.00 mm、またはこ

10

20

30

40

50

の範囲内の任意の値で約 1 / 1 0 0 mm の公差を持つ。キャップとフランジ 6 7 5 との間でプラグのステムは、約 3 . 3 0 mm ないし約 3 . 8 1 mm の範囲、さらに望ましくは約 3 . 4 8 mm またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 1 0 0 mm の公差を持つ。前記装置の全体直径は、約 3 . 8 1 mm ないし約 4 . 5 7 mm、さらに望ましくは 4 . 2 7 mm またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 1 0 0 mm の公差を持つ。形状が必ずしも円形であるべきではないが、これら値は、たとえば、フェースプレートまたはフランジ 6 7 5 を取り囲む 2 次元円形の直径を表す。装置は身体の外側で使われる（例えば、圧迫の代わりに外部の傷を治すのに使われるために、サイズがさらに大きくなりうる）。

【 0 1 7 7 】

縫合装置、すなわち、クリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 のさらなる構成が、図 7 9 F ないし図 7 9 J に示されている。クリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 は、第 1 端部にプレートセクション、ウィングまたはペタルを備え、コア、ステム、垂直セクション、中間セクション、ポストまたはシャフトである長いネックセクション、そして、テザーラインに付着するための対向端部に、ネックから延びる近位ベールまたはループ 6 7 5 ' を備え、この時、テザーはベールを通じてループを形成し、テザーループが切断される時、ループ 6 7 5 ' を通じて外部に引き寄せられる。クリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 は、長いネックセクションまたはステム 6 7 2 の少なくとも一部を貫通する開口またはボア 6 7 6 をさらに備える。

10

【 0 1 7 8 】

クリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 は組み合わせて、例えば、除去可能なテザーと共に展開される。テザーの使用は、シールの適当な配置及び密封を確認可能にし、展開されたクリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 の意図しない操作を低減させる。テザーは、例えば、ねじ、ワイヤー及び/またはコイルである。テザーは、面、ポリマー、金属、金属合金からなり、軟性、半剛性、剛性であるか、または剛性が変化する。テザーは、例えば、ニチノールを用いて、またはシルク、金属、または金属合金あるいはポリマーを含む任意の適当な材料を用いて予成形される。予成形されたテザーは、展開中にプラグを保持するように構成され、次いで、プラグから遠く外側に引き寄せられ、これによりプラグから分離されて身体から後退する。さらに、テザーは、別の構成要素であり/あるか、またはプラグの構成に含まれ、特定セクションでプラグから分離されるように構成される、少なくとも一つの軟弱セクションを含む。一部の構成において、テザーは、引き寄せるか、押すか、捻るか、またはこれらの組み合わせにより、あるいは任意の他の分離メカニズムによりプラグから分離されるようになっている。さらに、テザーは、本明細書の一部の実施形態に示したように、軟弱領域、テザーの強度、テザーとプラグとの付着強度、またはこれらの組み合わせにより分離自在に構成される。

20

30

【 0 1 7 9 】

図 8 0 A ないし図 8 0 C に示したように、クリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 は、クリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 の近位端部 7 0 上の開口内に挟み込まれる遠位端部 8 0 を備える折り畳み可能なクリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 を提供するように構成され、引き寄せられる時にその近位端部 7 0 でクリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 を折り畳めるテザーまたはワイヤー 6 7 4 に付着される。移送システム及びワイヤー 6 7 4 は、この時に移送装置を通じて後退され、全体移送システムは完全に結合解除されて、クリップ、プラグまたは縫合装置 6 7 0 を現場で展開させる。図 8 1 A ないし図 8 1 N は、他の除去可能な構成であり、クリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 の適当な配置及び載置を確認するように、テザーまたはワイヤー 6 7 4 が使われる構成を示すものである。図 8 1 A に示したように、折り曲げられたワイヤー 6 7 4 は、クリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 で中央ボア 6 7 6 を通じてルーティングされる。ワイヤー 6 7 4 は、ワイヤーを強化させ、かつボア 6 7 6 を通じてワイヤーを引き寄せるために要求される力が離型力と同一になるように構成される。図 8 1 B に示したように、ワイヤー 6 7 4 がユーザに向かって近位で、そしてクリップ、プラグ、または縫合装置 6 7 0 から遠く引き寄せられる時に中央軸線 A から遠く反動するようにワイヤー 6 7 4 を構成できる。図 8 1 C

40

50

において、ワイヤー 674 は、湾曲部の頂点をクリップ、プラグまたは縫合装置 670 に形成される管状チャンネル 678' の側壁 678 と噛み合わせるために、波形湾曲部を持つように構成される。ワイヤー 674 の遠位端部 80 は、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 からワイヤー 674 を結合解除するために、そしてワイヤーを、チャンネルを通じて後退させるために力が要求されるように、半永久的な構成でプラグフェースプレート 680 と結合される。図 81D に示したように、前記チャンネルは、つめ 636 を形成するワイヤーでの湾曲部が内側に延びる溝またはウェル (well) を備える。縫合線は、図 81E に示したように使われる。縫合線 674 は、図示したように、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 から結合解除されるように構成される。他の構成は、例えば、図 81F に示したような折り曲げられたワイヤー 674 構成を含み、この時、螺旋形コイル式ワイヤー 674 は、張力が印加される時に外径が減少するように構成される。図 81G は、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 でジグザグ型であるか、または折り曲げられたボアまたはチャンネル 678 を図示しており、応力を受けるワイヤー 674 は、これを通じて位置設定される。応力を受けるワイヤー 674 は、これによりジグザグ型であるか、または折り曲げられたボアまたはチャンネル 678 を通じて折り曲げられねばならない。図 81H において、ワイヤー 674 は、引き寄せる方向の逆に向かう [例えば、遠位端部 80 に向かう] 鋭い先端部を持つ長い S 字型曲線を表すように構成される。図 81E ないし図 81H に示したように、ライン 674 の一部はキャップ 680 の遠位面を通じて延び、キャップ 680 の表面に対して平行またはコイル型の多様な構成を採る。

10

20

#### 【0180】

他の概念は、例えば、テザー型クリップ、プラグまたは縫合装置 670 の概念を含み、この時、例えば、緩いねじ形態のテザー 674 は、図 81I に示したように、クリップ、プラグ、または縫合装置 670 の近位端部 70 上で開口 679 を通過する。代案として、クリップ、プラグまたは縫合装置 670 の近位端部 70 は、テザー 674 をリリースするためにヒンジ解除される、図 81J に示したような安全ピンの留め金の形態でありうる。ピンシャー留め金 (pincher clasp) は、図 81K に示したように、同様に使われるか、図 81L に示したように、スナップアンドボールソケットでありうる。モールドイン (molded-in) 破壊点はまた、図 81M に示したように、近位端部 70 から張力が印加される時に太く表示された破壊点を破壊させるために使われる。他の構成では、リボンセクションが、図 81N に示したように使われる。

30

#### 【0181】

さらなるリリース概念は、図 82A 及び図 82B に図示されている。図 82A に示した構成は、縫合装置 670 のステム長さによる軟弱点から過度に伸張したセクションによって左右される。過度な伸張は、その長さによるステム 672 のスナップを招く捻り作用と組み合わせられる。一部の構成において、図 82B に示したように、引裂運動を用いてステム 672 を分離させる引裂切り欠きが設けられ、ステムは、この時に引裂切り欠きに沿って引裂されつつクリップ、プラグまたは縫合装置 670 をリリースする。カッターは、テザーチューブ 678' と組み合わせて使われる。当業者ならば理解できるように、縫合装置を、X 線モニタまたは他のイメージング装置で見えるように、タングステンボールなどの放射線不透過性マーカーが採用される。放射性不透過性マーカーは、治療においてプラグがこれ以上必要ない時、またはマーカーを適所に位置させることが望ましい時に除去できるように、プラグの破壊部分の一部になるように位置設定される。

40

#### 【0182】

テザー型クリップ、プラグまたは縫合装置 670 もまた考慮される。テザー型クリップ、プラグまたは縫合装置 670 は、例えば、図 83A に示したようなボール&ソケット構造が使用できる。これらの構成において、モルディングされたボールがプラグステムに設けられる。モルディングされたボールソケットは一つ以上のスプリット (split) を持つ。開放される時、前記スプリットは、ソケット内におけるボールのリリースのために容易に開放できるフィンガーを形成する。図 83B に示したように、テザーライン 674 は、テザーチューブ 682 と組み合わせられて設けられる。テザーチューブは、モールド

50

ディングされたボールソケットで形成されるフィンガーを拘束し、フィンガーを開口から拘束する。これは、テザーライン 674 及びチューブ 682 が撤回されるまでボール上での堅いグリップを維持させる。テザーチューブ及びラインが撤回される時、図 83C 及び図 83D に示したように、ボールも同様に後退する。これらの構成は、ユーザが端部からテザーチューブ 682 を摺動させるまで、テザーラインを通じてプラグ上で非常に高いグリップ高精度を表す。

#### 【0183】

他の構成において、テザー型クリップ、プラグまたは縫合装置 670 は、図 84A に示したように、ボール・ソケット式テザーチューブ 682 - テザーライン 674 と共に使われる。ボールは、ボール及びテザーチューブ 682 の端部に対して固定されるように位置設定される。リリースボタン 684 の構成は、テザーチューブ 682 を適所にロックングするために使われ、軸線 A に沿うテザーチューブ 682 の移動は、一つ以上のボタンがつまみ 636 に到達する時に中断する。図 84B に示したように、テザーチューブ 682 は、例えば、リリースボタンが押される時にクリップ、プラグまたは縫合装置 670 の端部を過ぎて撤回される。前記構成の直径は、約 1.0 mm ないし約 2.5 mm、さらに望ましくは、約 1.5 ないし 2.0 mm、またはこの範囲内の任意の値で約 1 / 100 mm の公差を持つ。図 84C 及び図 84D に示したスニップオフ (snip-off) 構成において、テザーチューブ 682 は、図 84A に示した構成と類似してボタン停止部 684 まで移動し、次いで、近位端部 70 付近の切断線でスニップされる。

#### 【0184】

図 79 ないし図 84 に示した構成に加えて、多様なクリップ、プラグまたは縫合装置 670 プロファイルも考慮される。図 85A に示したように、縫合装置 670 は、遠位端部 80 でフェースプレート 680 または円形あるいは実質的に丸いディスクを持つことができ、この時、ステム 672 がディスクの近位面から突出する。ステム 672 は、位置決定用、センタリング用、及び / またはアンカーリング用ステムである。当業者ならば理解できるように、ステム 672 は、図 85B ないし図 85R にさらに詳細に示したような多様な構成を持つ。ステム 672 は、図 85B に示したような正方形または長方形断面を持つように構成されるが、この時、前記断面は、図示されたものに対してその垂直の軸線に沿う多様な断面 (例えば、円形、正方形など) であり、3次元で例えば、ピラミッド型または円錐形である、図 85C に示したような三角形断面を持つことができ、矢尻形のステムは図 85D に示されており、既に説明した同じ3次元考慮事項と共に図 85E に示したような凹状の近位面を持ち、図 85F に示したように凸状の近位面を持ち、対をなすボールを収容するのに好適になっている凹状の表面を持つ矢印形状のステムの組み合わせが図 85G に示されており、例えば、ワイヤーを収容するようにステムを貫通する垂直の開口を持つステムが図 85H に示されており、遠位でのテーパ状フランジ 675 を持つステムは図 85I に示されており、台形に成形されたステムは、近位に位置設定される広いエッジを持ち、その狭いエッジは縫合装置のディスク部分に隣接する。他の構成において、ステムは、図 85K に示したような丸いフックを持つ断面上フックとして成形されるか、または図 85L に示したようなキャッチとして成形される。さらに、図 85M に示したようなつまみ 636 システムの一部として、突起または、図 85N に示したような拡幅ヘッドを持って対をなす要素を収容するように開放されるチャンネルを使用することが効果的である。多様なスクリュウ構成がまた、図 85O 及び図 85P に示したようなステム 672 のために採用される。ステム 672 の標準ねじは、図 85O に示したように使われる。代案として、ステム 672 のボアにおける内側ねじは、図 85P に示したように使われる。双安定 (bi-stable) 幾何学的形状がまた、図 85Q 及び図 85R に示したように使われる。

#### 【0185】

縫合装置はまた、図 86A ないし図 86E に示したような内側ペタルを提供するように構成される。このような構成のステム 672 は、選択的な縫合選科共に 1 mm 未満の小さな直径を持つ。スカートまたは遠位密封面の両側に、リップ及びニブを例示する多様なステム

選択事項が含まれる。図 8 6 A に示したように、ステム 6 7 2 は、その長さに沿ってステムの小さな直径より大きい直径を持つ球根型セクションを持つ。代案として、ネックは、図 8 6 B に示したように、1 mm 未満または 10 mm までの任意の値であるが、その近位端部 7 0 に扁平なディスク 6 8 0 を持つ端部は縫合線 6 7 4 と連通する。図 8 6 C 及び図 8 6 D に示したように、縫合装置 6 7 0 は、縫合装置 6 7 0 が傷を通じて押される時に中央軸線 A に向かって外側エッジが移動できるように構成されるディスク 6 8 0 と共に適所に押され、次いで、例えば、その位置を維持するために血管壁に圧力を加えるディスクと共に血管内で一応開放される。図 8 6 E に示したように、縫合装置 6 7 0 は、縫合装置のキャップ下に載置する中空プランジャを備えるように構成される。多様な構成のディスクが採用され、図 8 7 A 及び図 8 7 B、そして図 8 8 A ないし図 8 8 F を検討することで理解できるように、開示内容の範囲から逸脱せずにディスクの表面上のポスト構成が採用される。図 8 7 A 及び図 8 7 B に示したように、縫合装置 6 7 0 は、側面から見る時に実質的に扁平であり、端部から見る時に実質的に円形であるディスク 6 8 0 を備え、この時、ポストまたはステム 6 7 2 及び / またはテザーまたは縫合線 6 7 4 は、ディスク 6 8 0 上で中央に位置設定される。図 8 8 A ないし図 8 8 F に示したように、ディスク 6 8 0 は、円形、三角形、タマゴ型、卵形、正方形、三角形及び長い形状（ウイングを備える）でありうる。普通かかる形状はさらに丸いエッジを持つことができ、例えば、正方形または三角形形状は、図 8 8 B に示したようにコーナーで丸くなる。さらに、角は、例えば、三角形形状が、図 8 8 C に示したように、Y 字状にさらに近くなるように中央点に向かって内側に曲げられる。さらに、図 8 8 D ないし図 8 8 F に示したように、例えば、扁平なプロファイル、凹状のプロファイル、凸状のプロファイル、一つの角で扁平であり、反対の角で凸状または凹状のプロファイルである多様な角プロファイルが、図 8 8 E に示したような内側チャンバと共に、または内側チャンバなしに採用される。一部の構成において、現場で展開される実施形態を例示する図 8 8 F 及び図 8 9 A ないし図 8 9 G に示したように、現場で縫合装置を容易にアンカーリングするように、一つ以上の表面にリブ及びニブ 6 8 6 が設けられる。近位面上のニブ 6 8 6 は、縫合装置 6 7 0 が、例えば、血管内に挿入される時、血管の内側面と結合されて縫合装置 6 7 0 の後退を防止し、現場で縫合装置の移動を最小化するか、または縫合装置が移動できなくする。

#### 【 0 1 8 6 】

縫合装置はまた、スナップ作用幾何学的構造を持つように構成される。図 9 3 A ないし図 9 3 D 及び図 9 4 A ないし図 9 4 D は、スナップ作用幾何学的構造を持つプラグを示すものである。スナップ作用幾何学的構造は、本明細書の他の部分で言及される任意の他の実施形態をはじめとして、任意のクリップ、プラグまたは縫合装置に統合される。クリップ、プラグまたは他の縫合装置は、一つ以上の突出する、または半径方向に延びる表面を持つ。例えば、プラグ / 密封要素は、半径方向延長部材、可とう性キャップ、フランジ、ウイング、フィンガー、スカート、リッジ、フェースプレート、丸いディスクまたは突出部を含む。任意の形態の突出する、または半径方向に延びる表面についてのあらゆる説明は、任意の他の種類の突出する、または半径方向に延びる表面に適用できる。一部の例において、プラグは凸状のまたは凹状の形状にモールディングされ、この時に対向する形状に偏向される。図 9 3 A ないし図 9 4 D は、円形ディスク 9 3 2 を備えるプラグ 9 3 0 の例を示す図面である。プラグの特徴は、任意の形状のディスクに適用される。図 9 3 B ないし図 9 3 D は、多様な状態におけるプラグの側面図である。プラグは、スカート 9 3 2 及びステム 9 3 4 を備えるペタル構造を表す。プラグは中立状態、最大変形状態及び過度延長状態を表す。中立状態は、凸状または凹状の形状であり、プラグは対向する形状に偏向される。例えば、図 9 3 B ないし図 9 3 D に示したように、中立状態は凸状の形状である。プラグは凹状の形状に偏向される。他の例において、図 9 4 B ないし図 9 4 D に示したように、中立状態は凹状の形状である。プラグは凸状の形状に偏向される。

#### 【 0 1 8 7 】

オーバーセンター及びスナップ作用幾何学的構造を持つ本発明の実施形態において、プラグ 9 4 0 は、スカート 9 4 2 及びステム 9 4 4 と共にペタル幾何学的構造を持つ。ペタル

10

20

30

40

50

幾何学的構造は、他の形状に偏向される時に最大総変形エネルギーで所定形状を通過し、次いで追加偏向の結果として総変形エネルギーがさらに小さくなり、（設計幾何学的形状によって）幾何学的構造が次を従うように所定構造にモールディングされる。幾何学的構造は、（A）偏向され続けるが、最終状態へのさらなる偏向を引き起こすために要求される力を低減させるか、または（B）一応ベタルがその最大総変形エネルギー幾何学的構造をやや過ぎて偏向されれば、さらなる外部偏向力が印加されていない状態で、（保存された変形エネルギーを放出することで）最終偏向幾何学的構造に偏向され続け、外部から供給されるさらなる力なしにその形状を維持する（これは、第2の準安定位置である）。

【0188】

縫合装置のスカーツへのスナツプ作用幾何学的構造の提供は、扁平なスカーツに比べて長所を提供できる。例えば、スナツプ作用幾何学的構造は、有利にはスカーツを逆に折り畳むために要求される力の大きさを増大させる。扁平なスカーツに印加される力は、材料を折り曲げるか、歪めることができ、これは完全な折り曲げにおいて大きい抵抗を提供しない。主要抵抗は、存在するならば、材料または任意のリブの厚さによるものでありうる。スナツプ作用幾何学的構造を持つならば、一方向にスカーツを逆に折り畳むために要求される力は、扁平なスカーツに比べれば顕著に増加する。スナツプ作用幾何学的構造のスカーツの外側リムでの材料は、（例えば、スカーツが最大変形状態にある時）リムがさらに小さな直径からさらに大きな直径に折り曲げられることで伸張されるべきである。一応最大変形状態を過ぎて力を受ければ、スカーツは膨らんでいたほどほぼ凹むのよう所定位置に動くことができる（ポップング）（またはその逆も成立する）。これは、プラグがアンカーリングされている間に任意の初期または一時的な力に対して抵抗を提供できる。

【0189】

他の長所は、プラグが展開される時にプラグが凹んでいる構造でスナツプ結合されうるといことであり、これは、スカーツが扁平な時より血管（例えば、動脈）の内側壁の形状にさらに近接できるということである。これは、密封、すなわち、血管に対して同型をなす縫合装置の能力を改善できる。

【0190】

縫合装置はまた、自体交差式幾何学的構造を持つように構成される。図95Aないし図95Cは、自体交差式幾何学的構造を持つプラグを示すものである。自体交差式幾何学的構造は、本明細書の他の部分で言及される任意の他の実施形態をはじめとして、任意のクリップ、プラグまたは縫合装置に統合される。図95Aないし図95Cは、円形ディスク952を備えるプラグ950の例を示す図面である。プラグの特徴は、任意の形状のディスクに適用される。スカーツ952及びステム954を備えるプラグ950の側面図が図示されている。プラグは、スカーツのセクションが第1方向に折り曲げられる折り曲げ可能な特徴部956と共に、凸状の形状を形成する第1状態を表す。プラグは、スカーツのセクションが比較的直線型構造を持っており、ここで折り曲げ可能な特徴部956は、実質的に折り曲げられていない第2状態を表す。プラグはまた、スカーツのセクションが凹状になっており、ここで折り曲げ可能な特徴部956は、第2方向に折り曲げられる第3状態を表す。第2方向は第1方向の逆でありうる。折り曲げ可能な特徴部は、折り曲げ可能な特徴部が第2方向に折り曲げられる程度を制限できる幾何学的構造を持つ。

【0191】

自体交差式幾何学的構造を持つ本発明の実施形態において、プラグ950は、スカーツ952及びステム954を備えるベタル幾何学的構造を持つ。プラグの幾何学的構造は、一方向に偏向される時に前記幾何学的構造が開放され、スカーツの他の領域と共に反復しないか、または最小限に反復するように構成される。非常に薄いセクション（図示した通りである）を持つように構成されるならば、これらセクションは、印加される最小外力で折り曲げられるための自然な位置を形成できる。このような自然な位置は、折り曲げ可能な特徴部である。一部の実施形態において、折り曲げ可能な特徴部または薄いセクションは、一つ以上の突出部958、リブまたは互いに接触できる他の形態の幾何学的形状の間に位置する。一部の実施形態において、突出部は半径方向パターンを形成できる。一部の実

10

20

30

40

50

施形態において、突出部は、一つ以上の中央突出部 958a 及び一つ以上の周り突出部 958b を持つ花形状を形成できる。任意の数の中央突出部が設けられる。突出部のサイズまたは突出部の角度は、突出部が自体交差を開始できる角度を決定できる。

#### 【0192】

偏向力が逆方向に印加される時、前記幾何学的構造は、(精密に計算された)一部地点にある表面の2つの領域間に接触し、これは、幾何学的構造をさらなる増分ほど偏向させるために要求される力の増大を引き起こす。偏向曲線対比印加される力は、幾何学的形状が自体交差を始める地点で勾配の突然の変化を表す。図89A及び図89Cは、自体交差式幾何学的構造が達成できる他の方式を示したものである(例えば、不連続的な同心リブを持つ)。螺旋はまた、自体交差式幾何学的構造のさらなる例を提供できる。一部の実施形態において、自体交差式幾何学的形状は花形状を表す。

10

#### 【0193】

縫合装置のスカートに自体交差式幾何学的構造を提供することは、有利には、一方向への可とう性/偏向を提供できる一方、逆方向には偏向に抵抗するようにする(すなわち、剛性化する)。縫合装置のスカートは、交差する幾何学的構造なしに一方向に自由に折り曲げられるが、逆方向(自体交差幾何学的構造を持つ方向)への可とう性は制限される。かかる構造は、プラグが導入装置シースを通じて前進する間にプラグスカートが後方に向かって容易に偏向されるようにする。一応プラグが導入装置シースの端部を過ぎて前進すれば、自体交差式幾何学的構造は逆方向への偏向を制限でき、これによりプラグは、導入装置シースが身体から後退する時に血管から引き寄せられることに抵抗できる。自体交差式幾何学的構造は、予め決定されて予測可能な大きさの可とう性または偏向を許容できる。

20

#### 【0194】

本明細書で説明された任意のクリップ、プラグまたは縫合装置は、一つの部品でありうる。例えば、スカート及びステムが一つの部品で形成される。ステム及び半径方向に延びる任意の他の部材/密封要素は、一つの部品で形成される。半径方向延長部材は展開中に偏向され、縫合装置が導入装置シースの遠位端部を外れてこれ以上拘束されない時に再び膨脹/偏向される。

#### 【0195】

##### (c) 案内式組織カッター

図40ないし図42は、特定実施形態で血管縫合システム100に使用される、摺動自在な案内式組織カッター106などの組織開口ワイドナー(tissue opening widener)の例を例示したものである。所望の医療過程を完了した後、医療専門家は、図1に示したように、血管導入装置108のチューブセクション110に組織カッターをクリッピングすることで、組織カッター106を臨時に付着できる。この時、組織カッター106は、血管導入装置シース108に沿って摺動式で前進できる。カッター106は、ブレード202の鋭い遠位端部203を用いて経皮用開口12の位置で正確な深さ及び幅の切開を行うように構成される。一般的にカッター106は展開器具104のために、一貫性のあるように、そして容易に寸法が決定される進入点を許容するために、チューブ110から特定配向及び距離にブレード202のエッジ203を位置設定する。機械的な停止部208などの棚(ledge)は、展開器具104の進入を容易にするために要求される切開部がさらに深くないように保証できる。摺動自在な組織カッター106のためのガイドとして、既存の導入装置シース108を用いることは、切開部の適当な配置を保証するのに役に立つ。切開した以後に、摺動自在な組織カッター106は、血管導入装置の側部から除去される。

30

40

#### 【0196】

図41ないし図43は、摺動自在な組織カッター106の構成要素を形成できるフレーム部分200の例を示す図面である。特定実施形態において、メスブレード202はフレーム部分200に固定される。他の実施形態において、カッター106は、特殊ブレードを使用でき/できるか、または単一片で形成される。図示されたように、摺動自在な組織カッター106は、互いに正反対に対向する位置でのように、側方向の側部に位置設定され

50

る2つのブレード202を備える。他の実施形態では、単一ブレードまたは3つ以上のブレードが使われる。特定実施形態において、それぞれのブレード202の切断面は固定されており、第2切断面との相互作用を要求せずに組織を切断するように構成される。他の実施形態では、動的ブレードが使われる。

【0197】

摺動自在な組織カッター106は、図43に示したような部分的な周り断面の幾何学的な形状を持つチャンネル206を備える。前記幾何学的形状は、“スナップオン”特徴部によりカッター106を容易かつ臨時で管状医療装置に付着させること、そして、一応所望の組織が切断されれば、カッター106の除去を容易にすることを可能にする。他の実施形態において、摺動自在な組織カッターは、共にクランピングされるか、またはスナップ作用して臨時付着及び除去を容易にする、2つの対をなす部品を利用できる。望ましい実施形態において、チャンネル206は、任意の商業的に入手可能な導入装置シースと互換可能にサイズが決定される。フレーム部分200の端部208は、切開部の深さを制御するために機械的な停止部として作用する。一部の実施形態において、ハンドル部分204は、鋭いエッジ203から所定距離で医療専門家の取扱いを容易にするために、チャンネル206の端部を過ぎて延びる。有利には、これらの構成はチャンネル206の長さ205の増大を必要とせず、医療専門家の器具制御を容易にする。大部分の商業的に入手可能な血管導入装置は、その長さが11ないし13cmである。一応患者の血管内に挿入されれば、導入装置のチューブセクションの露出部分は比較的小さい。したがって、付着されたカッターにより占有されるチューブセクションのサイズを制限し、これによりチャンネル206の長さ205を縮めることが望ましい。ハンドル部分204の近位端部は、受身アクセス及び操作を改善するようにチューブ110とカッター106との間の空間を広げるために、そして展開器具104がチューブ110の一般的に短い露出長さに軸方向に最大限近接して位置設定されるように、示したように外側に向かってフレアされる。カッター106の側方向エッジは、図示されたようにテーパ状になる。

10

20

【0198】

フレーム200は、メスブレード202を収容するようにサイズが決定されるリセス210を備える。リセス210は、組織を切断するためのものではなく、ブレード202の部分を遮蔽するために使われる。メスブレード202は、例えば、摩擦合わせ、機械的強制差し込み、超音波溶接、接着剤、スクリュー、クランプなどの多様な公知の方法のうち一つ以上によりフレーム200に固定される。図示したように、メスブレード202は、互いに対してやや内側に向かって角度を形成するように構成される。このような構成は、ブレード202が経皮用開口12に直ちに隣接して組織を切開するように保証する。他の実施形態において、メスブレード202は実質的に平行な構造で配向される。一部の実施形態において、ブレード202は調整可能であり、これにより医療専門家は切開部の深さ、幅及び角度のうち一つ以上を調整でき/できるか、または多様なサイズのカッター106のコレクションが多様な用例のために設けられる。特定実施形態において、摺動自在な組織カッター106は、患者の皮膚のみを切断するように構成される。皮膚下に位置する脂肪組織は、一般的に最小限の抵抗で展開器具104の方向から外れて移動する。これにより、一部の実施形態において、さらに深い切開が不要である。

30

40

【0199】

カッター106は、次の材料、すなわち、ナイロン、ポリアミド、ポリカーボネート（例えば、Makrolon（登録商標））、アクリロニトリルブタジエンスチレン（ABS）、ポリエステル、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK<sup>TM</sup>）、ポリイミド、超弾性/形状記憶ポリマーを含むポリマー、そしてバネ鋼、ステンレス鋼、ニッケルチタニウム合金（ニチノール）、17-7PH、コバルト-クロム-ニッケル合金（Elgiloy（登録商標））、及びクロム及び鉄とのニッケル基盤合金（Inconel（登録商標））を含む金属のうち一つ以上から製造される。他の適当な材料がまた使われる。“スナップオン”特徴を用いる実施形態において、フレーム200は、チャンネルの壁が外側に向かって折り曲げられて管状医療装置108を収容

50

できるほど、十分に可とう性がある。摺動自在なカッター 106 は次の方法、すなわち、鑄造、ラミネーティング、機械加工、モールディング（射出またはその他の方法）、焼結、光造形法（stereolithography）のうち一つ以上を用いて全体的にまたは部分的に製作される。他の適当な方法がまた使われる。有利には、摺動自在な組織カッター 106 は、使い捨てに構成及び製作するほど低コストである。他の実施形態において、組織カッター 106 は、後続殺菌して繰り返し使用するよう構成される。摺動自在な組織カッター 106 のさらなる長所は、ハンドヘルドのメスより使用が容易でさらに高い公差を具現でき、医療専門家の技術及び主義集中にあまり依存的でないということである。

【0200】

(d) 案内式組織拡張器

図 44 ないし図 46 は、特定実施形態で血管縫合システム 100 に使われる摺動自在な案内式組織拡張器 220 の例を例示したものである。組織拡張器 220 は、展開器具 104 の前方で組織領域を拡張させるよう構成され、皮膚にある開口を通じて移動する。組織拡張器 220 は、一般的にチューブ形状であり、既存の導入装置シースにスナップ結合及びスナップ結合解除されるよう構成される。展開器具 104 の前進以前に組織を拡張することで組織を通じる臨時経路を形成し、これにより、血管壁 116 に対する前方への展開器具 104 の前進がさらに容易になる。組織領域を拡張した後、組織拡張器 220 は、これから後方に向かって摺動しつつ導入装置シース周囲から除去される。

【0201】

組織拡張器 220 は、チャンネル 222 を持つ長い管状部分 223 を備える。管状部分 223 は、経皮用開口 12 を通じる組織拡張器 220 の挿入を容易にするために、テーパ状遠位端部 226 を備える。組織拡張器 220 は、チャンネル 222 の端部を過ぎて延びるハンドル部分 224 を持つベース 221 を備える。図示したように、ハンドル 224 の表面は、管状部分 223 の長手方向軸線に対してほぼ平行な平面に位置設定される。他の実施形態において、ハンドル 224 は適当な角度で、例えば、少なくとも約 90° の角度で位置設定される。角を形成するハンドルは、有利には、印加される力の方向に対して垂直の表面が押されるようにする。カッター 106 を使用する時、ベース 221 の端部 228 は、切開部の深さを制限するために機械的な停止部として作用できる。医療専門家は、組織拡張器の遠位端部 226 が血管壁 116 の抵抗を受けるまで組織拡張器 220 を前進させる。カッター 106 を使用する時、チャンネル 222 は、部分的な周り断面の幾何学的形状を持つことができ、この形状により、導入装置シースまたは他の医療装置にチャンネルを“スナップオン”させる。他の実施形態において、組織拡張器は、共にクランピングされるか、またはスナップ作用して臨時付着及び除去を容易にする、2つの対をなす部品を利用できる。図示された実施形態において、管状セクション 223 は、遠位セクション 230 及び近位セクション 232 を備える。遠位セクション 230 は、近位セクション 232 より大きい部分の周り断面を持つ。他の実施形態において、管状セクション 223 は、その長さに沿って実質的に均一である。組織拡張器 220 は、組織カッター 106 を参考にして前述したものと類似した材料及び方法で製造される。

【0202】

(e) 加熱システム

熱は、例えば、クリップ 102 のように前述した任意の血管縫合クリップと共に使われる。RF 電源などの電源 502 が設けられる。DC 電源などの他の適当な電源が使われる。電源 502 は、導線 504 及び 506 を通じて抵抗要素 508 に連結される。クリップ 102 は、回路の抵抗要素 508 として機能する。特定実施形態では、クリップ 102 の単一部のみ抵抗要素として機能する。クリップ 102 は、例えば、抵抗性コーティングで覆われてその抵抗値を高めるように処理される。高くなった抵抗は、所定大きさの加熱を引き起こすために必要な電力レベルを低減させる。特定実施形態において、クリップ 102 の一部は熱的に及び/または電氣的に絶縁性のコーティングで覆われる。クリップ 102 のうち覆われずに残っている部分は、加熱される組織に熱エネルギーを伝達するように

10

20

30

40

50

構成される。特定実施形態において、単に枝角または枝角の遠位部分のみ組織に熱エネルギーを伝達するように構成される。導線 504 及び 506 は、銅 - 被覆された鋼などの適当な電気伝導性材料から製造されたワイヤーを含む。特定実施形態において、導線 504 及び 506 はまた、クリップ 102 の除去を可能にするために、テザリング要素として機能できる。導線 504 及び 506 は、絶縁カバーまたはコーティングで覆われている。熱電対 512 は、クリップ及び / または周囲組織の温度をモニタリングするためにクリップに装着される。記録された温度は、ユーザディスプレイ 510 及び / または制御器 514 に提供される。制御器 514 は、医療専門家が抵抗要素 508 に伝達される電力の大きさを調節可能にする。特定実施形態において、伝えられる電力は約 2 W 未満であるか、約 2 ~ 50 W であるか、または 50 W を超過できる。特定実施形態において、伝えられる電力は、約 2 W、3 W、4 W、5 W、6 W、7 W、8 W、9 W、10 W、11 W、12 W、13 W、14 W、15 W、16 W、17 W、18 W、19 W、20 W、21 W、22 W、23 W、24 W、25 W、26 W、27 W、28 W、29 W、30 W、31 W、32 W、33 W、34 W、35 W、36 W、37 W、38 W、39 W、40 W、41 W、42 W、43 W、44 W、45 W、46 W、47 W、48 W、49 W、または 50 W あるいはこの値間の任意のワット数である。他の適当なワット数がまた使われる。医療専門家は、特定時間中に所望の温度に組織を維持できる。一部の実施形態において、熱は約 30 秒以下の時間中、または 30 秒を超過する時間中に組織に印加される。他の適当な時間がまた使われる。

10

20

#### 【0203】

熱の印加に後続して、導線 504 及び 506 は、複数の方式でクリップ 102 から連結解除される。例えば、導線を除去するために、捻り、切断または他の操作作用が使われる。臨時的なまたは除去可能なクリップを使用する実施形態において、導線 504、506 は、止血後にクリップ 102 を除去するために、1 次的なまたはバックアップテザリング要素として使われる。特定実施形態において、導線 504、506 は、スポット溶接、機械的な合わせ、ハンダ付け、これらの組み合わせまたは他の適当な方法を通じてクリップ 102 に連結される。導線 504、506 は、複数の多様な材料、すなわち、銅、白金、ステンレス鋼、または複合材料（例えば、銅被覆された鋼またはドロンで満たされたチューブ形成過程により組み合わせられた白金及び銀）などの材料で製作される。特定実施形態において、導線 504、506 は、例えば、無線周波数または直流エネルギーをさらに良好に伝達するために、内側コアとして銀を使用する複合信号ワイヤーを含む。導線 504、506 は、円形、楕円形、長方形（扁平な形状）またはクリップ 102 上で利用可能な空間によって左右される他の幾何学的形状で製作される。導線 504、506 は、ポリイミド、ポリアミド、ポリウレタン、ポリエステル、ナイロン、または他の適当な材料などの絶縁性材料で覆われるか、またはジャケット処理される。

30

40

#### 【0204】

特定実施形態において、特殊先端部は、皮膚を通じて挿入されるように、そして縫合装置及び / または組織と接触するように、例えば、ボビー器具 (Bovie Instrument) [すなわち、ボビー・メディカル・コーポレーション (Bovie Medical Corporation) が製造したデジタル電気医術ジェネレータ及びアクセサリ] などの標準電気医術道具に対して配される。特定実施形態において、例えば、超音波エネルギー、マイクロ波エネルギーなどを含む、代案的な加熱手段が隣接する組織及び / またはクリップを加熱するために設けられる。

#### 【0205】

図 53 は、組織を加熱するためにオーム組織加熱を用いる回路を示すものである。無線周波数 (RF; Radio Frequency) または直流 (DC) 電源などの電源 502 が設けられる。電源 502 は、導線 526 を通じて活性電極 524 に連結される。クリップ 102 は、活性電極 524 として機能する。代案として、単にクリップ 102 の一部のみ活性電極 524 として機能する。例えば、特定実施形態において、クリップの枝角のうち一つ以上または最遠位部分などのクリップの枝角の一部のみが活性電極 524 として

50

機能する。特定実施形態において、クリップの残りの部分 5 2 4 は、電気絶縁カバーまたはコーティングで覆われる。第 2 導線 5 2 8 は、電源 5 0 2 を不閉電極 5 2 2 に連結する。不閉電極 5 2 2 は、例えば、患者の皮膚に適用される電極プレートまたは表面積の大きい不閉接地パッドである。不閉電極 5 2 2 は、患者の背、太もも、または他の位置に配される。不閉電極 5 2 2 は、経皮用開口に対向する患者の皮膚の一部に適用される。電源 5 0 2 は、活性電極 5 2 4 及び不閉電極 5 2 2 を横切って電圧差を印加して、挟持された組織を通じて電流が流れるようにし、これにより組織を加熱するようにする。熱は、一般的に活性電極 5 2 4 に隣接した組織に集中する。制御器 5 1 4 は、伝えられる電力の大きさを医療専門家が調節可能にする。

#### 【0206】

他の実施形態（図示されていない）において、クリップの第 1 部分は第 1 電極として作用し、クリップの第 2 部分は第 2 電極として作用する。クリップの第 1 部分及び第 2 部分は、互いに電氣的に絶縁される。例えば、一つ以上の枝角などの第 1 フィンガーまたは第 1 フィンガーの一部が第 1 電極として作用し、第 2 フィンガーまたは第 2 フィンガーの一部が第 2 電極として作用する。電源は、第 1 電極と第 2 電極とを横切って電圧差を印加してこれら電極の間で電流が流れるようにし、挟持された組織を加熱するようにする。

#### 【0207】

電極形成可能な縫合装置は、電極要素と復帰経路（不閉電極または第 2 電極）との間のインピダンスを比較することで、縫合装置と組織表面との接触を確認するためにも使われる。電極表面が単にまたは主に血液と接触する時、測定されたインピダンスは、電極表面の少ない部分または相当な部分が組織に接触する時のインピダンスより実質的にさらに大きい。

#### 【0208】

図 5 4 及び図 5 5 は、展開器具の一構成要素を形成できる内側管状部材 1 5 4 ' の他の実施形態を示すものである。内側管状部材 1 5 4 ' は、前述した内側管状部材 1 5 4 と類似している。内側管状部材 1 5 4 ' と内側管状部材 1 5 4 との間の主な差異点は、ハンドル 1 6 4 ' 上にリセス部分 5 5 0 を備えるということである。連結チャンネル 5 5 2 は比較的細く、ハンドル 1 6 4 の外側面からリセス部分 5 5 0 の内側へのアクセスを可能にする。リセス部分 5 5 0 は、縫合線 2 3 4 の近位端部を収容する。例えば、縫合線 2 3 4 の近位端部は、ハンドル 1 6 4 ' の部分 5 5 4 に結束されてもよく、前記部分の周りにループを形成してもよい。除去可能なクリップは、前述した過程を用いて移植される。展開器具の除去以前に、縫合線 2 3 4 は、ハンドル 1 6 4 ' の部分 5 5 4 から除去される。止血以後に、血管、そして患者からクリップを後退させるために縫合線 2 3 4 の近位端部を把持できる。

#### 【0209】

##### II. クリップ及び/またはプラグの利用方法及び展開方法

特定実施形態において、内側管状部材の遠位端部は、さらに大きい周り直径を持つ少なくとも一つのセクションを持つか、または（展開中に前方に移動する間に）クリップ枝角を外側に向かって偏向させるためにフレアされ、これは、さらに大きい組織圧迫及び密封のためにクリップが前方に前進する時（直径が増大したセクションがない場合に比べて）、さらに多くの組織を捕獲する。内側管状部材の遠位端部はまた、円周の周りに配される少なくとも一つのランプ、または隆起した表面のように円周部分ではない拡大部を持つ。このような構造は、単にクリップ枝角の一部のみ前進及び展開中に外側に向かって開放されるか、または偏向させるために、または一部を他の部分よりさらに偏向させるために使われる。

#### 【0210】

特定実施形態において、展開器具は、内側管状部材を近位に後退させる代わりに、内側管状部材に対して遠位に外側管状部材を前進させることで、クリップが展開されるように構成される。加圧要素または他の圧力感知手段は、例えば、内側管状部材の近位端部でのように内側管状部材に固定される。

10

20

30

40

50

## 【0211】

特定実施形態において、血管壁に展開器具を臨時で付着するために、及び/または所望の組織との接触を確実にするために吸入が使われる。展開器具は、局地的な吸入及び/または遠隔吸入可能に構成される。特定実施形態において、長い吸入チューブまたはルーメンが展開器具に固定されてもよく/されるか、または展開器具内に位置してもよい。吸入チューブは、展開器具の遠位端部に、または遠位端部付近に開口を備え、注射器、弁、または他の吸入装置が付着されてもよく/されるか、または一体に形成されるツールの近位端部に、または側部に弁またはフィッティング [例えば、ルアーフィッティング (Luer fitting) など] を含む。特定実施形態において、局地的な吸入は、外部真空ソースに付着せずに達成される。局地的な吸入は、例えば、空気を抜き取るように注射器または内科医が操作する他の装置を用いて達成され、これにより所望の吸入が行われる。この時、吸入状態を維持するために真空を収容する吸入チューブ、またはルーメンを閉鎖するためにルアーロックまたは栓 (stopcock) が使われる。特定実施形態において、遠隔真空吸入システムが真空ラインに付着される。前記遠隔真空吸入システムは、遠位吸入ポートに隣接する組織に対する外傷を防止するために、形成可能な真空/吸入の程度を制限するための手段を備える。

10

## 【0212】

摺動自在な組織カッターは、前縁が電極になるようにし、少なくとも一つの電気導線を電極に付着することで皮膚及び/または他の組織を切断するために熱を用いる。直接抵抗要素加熱またはオーム組織加熱が使われる。生体適合性材料 (例えば、金、白金、白金/イリジウム、ステンレス鋼、ニチノール及び他の適当な材料) が電極のために使われ、適当な (例えば、電気的で生体適合性の) 導線に連結される。オーム組織の加熱のために、一つの導線がRF電源に連結される。他の導線は、患者のからだに配された接地パッドに連結され、また電源に連結される。直接抵抗要素の加熱のために、電源からの両導線は電極に連結される。

20

## 【0213】

特定実施形態において、摺動自在な組織カッターの切断要素は、組織を切断するように、または組織を切断及び除去するように構成される。一部切断及び除去の実施形態において、切断要素は、円形ブレード、斜めなブレード、角のあるブレードまたは他のブレードである。摺動自在な組織カッターは、皮膚、脂肪靭帯、軟骨、骨または血管を含むが、これに限定されるものではなく、任意の身体組織を切断するために構成及び使用される。切断要素は、熱的類型 (レーザー、RFなど)、化学的類型、超音波類型、これらの組み合わせまたは他の類型を含む任意の望ましい類型である。

30

## 【0214】

以下、展開器具104及びクリップ102を使用する方法の例を説明する。図18は、患者の血管118内に挿入された血管導入装置108にローディングされた初期構成における展開器具104を示すものである。展開器具104はまた、例えば、管状または長い拡大器、套管針、内視鏡、カテーテル、ガイドワイヤー、針、チューブ、シース、これらの組み合わせまたは他の装置などの他の医療装置と共に使用するように構成される。管状医療装置108はまず、クリップ102と共にローディングされた展開器具104の内径を通じて挿入される。管状医療装置108は、例えば、セルジンガー法 (Seldinger method) などの任意の複数の公知の方法を用いて、皮膚を通じて所望の血管118内に挿入される。所望の調整または診断過程がこの時に行われる。展開器具104は、このような医療過程に邪魔にならないように、図示したように臨時で側部へ移動する。例えば、展開器具104は、図18に示したように、導入装置シース108の後方または近位端部に向かって移動する。スロット162及び170 (図7及び図12参考) は、このような位置設定を容易にする。

40

## 【0215】

図19及び図20を参考すれば、展開器具104は、展開器具104の遠位端部105が血管壁116に接触するまで、経皮用開口12を通じて導入装置シースに沿って前方に前

50

進する。このような状態で、外側管状部材 156 の外側で圧力感知構造に沿って、加圧要素 158 は、図 20 に示したように、その初期の前進していない構造で存在する。特定実施形態において、既に除去された拡張器または新たな拡張器、あるいは他の長い部材は、導入装置 108 のキンキングに対する機械的な支持及び抵抗を提供するために、血管導入装置 108 の内側ルーメンに挿入される。拡張器の再挿入は、これにより、導入装置 108 に対する展開器具 104 の前進を容易にする。

#### 【0216】

図 21 及び図 22 を参考すれば、加圧要素 158 は、停止部 182 に到達するまで遠位で手動で前進するようになり、これは、展開器具 104 と血管壁 116 との間で展開の開始に好適な力が印加されているということを経験専門家に知らせる。図 22 は、その完全に前進した構造での加圧要素 158 の拡大図である。加圧要素 158 が遠位に前進するにつれて、可とう性タブ 188 は、加圧テーパ 178 を完全に前進させる時にさらに大きく折り曲げられる。したがって、加圧要素 158 を前進させるのは、さらに大きい印加力を要求する。加圧テーパ 178 は、一般的に扁平な表面 180 に到達するまで外側にフレアされる。停止部 182 は、一般的に加圧要素 158 が遠位からこの地点を超えて前進できなくする。加圧要素 158 を完全に前進させるために要求される印加力の大きさは、タブ 188 の数、サイズ、幅及び剛性、加圧テーパ 178 の傾斜角度、及び表面 180 の高さのうち一つ以上を変更することで調整される。特定実施形態において、展開器具 104 は、クリップ 102 の展開を安全に開始するために少なくとも約 10 オンスの力を必要とする。したがって、特定実施形態において、加圧要素 158 は、完全に前進させるために少なくとも約 10 オンスの力を要求できる。他の実施形態において、展開器具 104 は、クリップ 102 の展開を安全に開始するために、約 3 オンスないし約 64 オンスの力を必要とする。一部の実施形態において、約 3 オンス未満の力が要求される。他の実施形態において、展開器具 104 は、クリップ 102 の展開を安全に開始するために、約 3 オンスの力、約 4 オンスの力、約 5 オンスの力、約 6 オンスの力、約 7 オンスの力、約 8 オンスの力、約 9 オンスの力、約 10 オンスの力、約 11 オンスの力、約 12 オンスの力、約 13 オンスの力、約 14 オンスの力、約 15 オンスの力、約 16 オンスの力、約 17 オンスの力、約 18 オンスの力、約 19 オンスの力、約 20 オンスの力、約 21 オンスの力、約 22 オンスの力、約 23 オンスの力、約 24 オンスの力、約 25 オンスの力、約 26 オンスの力、約 27 オンスの力、約 28 オンスの力、約 29 オンスの力、約 30 オンスの力、約 31 オンスの力、約 32 オンスの力、約 33 オンスの力、約 34 オンスの力、約 35 オンスの力、約 36 オンスの力、約 37 オンスの力、約 38 オンスの力、約 39 オンスの力、約 40 オンスの力、約 41 オンスの力、約 42 オンスの力、約 43 オンスの力、約 44 オンスの力、約 45 オンスの力、約 46 オンスの力、約 47 オンスの力、約 48 オンスの力、約 49 オンスの力、約 50 オンスの力、約 51 オンスの力、約 52 オンスの力、約 53 オンスの力、約 54 オンスの力、約 55 オンスの力、約 56 オンスの力、約 57 オンスの力、約 58 オンスの力、約 59 オンスの力、約 60 オンスの力、約 61 オンスの力、約 62 オンスの力、約 63 オンスの力、または約 64 オンスの力、または約 100 オンス以内の任意の力、あるいはこの範囲内の任意の力として、1 / 100 オンスの公差で測定される力を必要とする。特定実施形態において、展開器具は、加圧要素 158 が完全に前進する時に聴取可能な“クリック”音を発生させるか、他の方式で聴覚信号、見解信号または触覚信号を発生させるように構成される。

#### 【0217】

一部の実施形態において、適当な圧力の印加を検証するために、圧力ゲージまたは力ゲージなどの他の圧力感知構造が使われる。展開器具は、テーパ要素の代わりに、またはテーパ要素に加えてパネを使用できる。パネの第 1 端部は、摺動自在な要素に固定される。第 2 端部は、外側管状部材上の遠位点に付着される。摺動自在な要素は、パネを圧縮するために使われ、これにより、外側管状部材に力を印加する。展開器具と血管との間の十分な接触及び圧力を確認するための組み合わせまたは他の手段がさらに含まれる。特定実施形態において、展開器具は、展開器具の遠位端部の血管への固定に役に立つように構成

10

20

30

40

50

される把持ツールを備える。特定実施形態において、医療専門家は、血管での適当な配置を確認するために、管状医療装置の除去以後に、展開器具にあるチャネルまたはウィンドウを通じて血液の逆流を観察できる。血液が展開器具の中央チャネルを通じて流動するようになっている。特定実施形態において、透明なチャネルまたは透明な管状セクション 640 が血液流動を収容するように設けられる。適当な配置及び/または圧力を検証するために一つ以上のセンサーが設けられる。

#### 【0218】

図23は、部分展開構造でクリップ102と共に展開器具104を示すものである。部分展開状態において、枝角126a、126bは血管壁16をあけることができ、クリップ102は、開放構造で展開器具104に付着された状態に残っているようになる。医療専門家は、内側管状部材154の後退を開始することでクリップ102を部分的に展開させる。医療専門家は、内側管状部材154を後退させる間に加圧要素158で適当な圧力を維持できる[例えば、圧力は、その完全に前進した構造で加圧要素158を維持するのに十分である]。ハンドル164は、内側管状部材154を後退させるために使われる。例えば、医療専門家は、一手で加圧要素158に遠位に向か圧力を印加できる一方、残りの手でハンドル164を部分的に後退させることができる。外側管状部材156上のリッジまたはカウンターシンク174は、クリップ102が内側管状部材154と共に後退できなくする。したがって、内側管状部材154が後退するにつれて、枝角126a、126bは、内側管状部材154の遠位端部165を過ぎて延び始める。加圧要素158[及びこれによる外側管状部材156]に対する圧力の持続的な印加は、一般的に血管壁16をあけるように枝角126a、126bに力を加える。特定実施形態において、加圧要素158は、加圧要素158が完全に前進しない限り、そして加圧要素が完全に前進するまで内側管状部材154を後退不能にする手段を備える。

10

20

#### 【0219】

図24ないし図29は、部分展開を具現する方法の例を示すものである。図24は、部分展開状態での展開器具104の斜視図を示すものであり、図25は、その部分展開状態での展開器具104の遠位端部105の拡大図である。ハンドル164は、ハンドル164の近位面167が停止部175と接触するまで後退でき、これにより、一般的に図26及び図27に示したように、さらなる後退を阻止する。停止部175は、一般的に医療専門家がクリップを予め完全に展開できなくし、クリップ102が適当な深さに部分的に展開されることを保証する。停止部175は、ハンドル164が周知の限定された距離179を移動できるように構成される。枝角126a、126bの先端部127a、127bが初期に内側管状部材154の遠位端部165と整列される実施形態において、距離179は、血管壁16内への枝角の挿入深さに対応できる。特定実施形態において、距離179は、約0.5mm以上でもあり/あるか、または約4mm以下でもある。特定実施形態において、距離179は、約0.5mm、0.6mm、0.7mm、0.8mm、0.9mm、1.0mm、1.1mm、1.2mm、1.3mm、1.4mm、1.5mm、1.6mm、1.7mm、1.8mm、1.9mm、2.0mm、2.1mm、2.2mm、2.3mm、2.4mm、2.5mm、2.6mm、2.7mm、2.8mm、2.9mm、3.0mm、3.1mm、3.2mm、3.3mm、3.4mm、3.5mm、3.6mm、3.7mm、3.8mm、3.9mm、または4.0mmであるいはこの範囲内の任意の寸法に対して1/100mmの公差を持つ。特定実施形態において、距離179は約2mmである。他の適当な距離がまた使われる。距離179は、特定用例及び使われるクリップによって異なる。

30

40

#### 【0220】

クリップ102が血管壁16で部分的に展開された状態で、管状医療装置108は、展開器具104を動脈切開部に案内する必要がなくなり、これにより、管状医療装置108は、図28に示したように血管18から除去される。完全な展開以前に管状医療装置108を除去することで、クリップ102が管状医療装置108にわたって閉鎖されることを防止する。クリップ102を部分的に展開することは、管状医療装置108が除去される間

50

に展開器具 104 をさらに正確に位置設定すること、そして臨時で展開器具を適所に固定することを助ける。

【0221】

一応、管状医療装置 108 が血管から除去されれば、停止部 175 は、図 29 に示した矢印 189 の方向にタブ 172 を折り曲げることで乗り越えられ、これにより内側管状部材 154 の完全な線形移動が可能になる。したがって、タブ 172 はリリース要素として作動でき、これにより停止部 175 を乗り越えることができる。タブ 172 のリセス部分または軟弱部分 186 は容易に折り曲げることができる。ハンドル 164 の扁平になっている底部分及び角のある面 352 は、停止部 175 を乗り越えるためにタブ 172 が折り曲げられるように要求される程度を低減できる。展開器具 104 が廃棄可能な使い捨てで構成される一部の実施形態において、タブ 175 は、スナップ結合解除されるように構成される。他の適当な停止手段及びこの停止手段を乗り越える方法が使われる。

10

【0222】

図 30 及び図 31 を参考にすれば、医療専門家は、クリップ 102 から力が除去されるか、クリップが展開器具 104 の遠位端部 105 を過ぎて前進するようになるまで、内側管状部材 154 を後退させ続ける。クリップ 102 の対向フィンガー 122、124 は内側に折り曲げられて、図 31 に示したように、動脈切開部 114 を縫合するために血管の外側面から血管組織の側部が共に集まるようにする。動脈切開部の縫合は、必ずしも必要なものではないが、開口の完全な機械的縫合を結果として達成させることができる。その代わりに、このような状況で用語“縫合”は、任意の止血促進を示す。したがって、特定実施形態において、血管組織の側部が必ずしも接触すべきものではない。一般的に、血管組織の側部は、血管 118 における開口 114 のサイズを縮めるためにさらに近接して集まり、これにより止血を容易にする。

20

【0223】

図 32 は、クリップ 102 の成功的な展開以後に後退する展開器具 104 を示すものである。クリップ 102 は、生体適合性であり、永久移植のために構成されることもある。これにより、特定実施形態では、成功的なクリップ展開及び止血の確認以後に患者が退院することができる。

【0224】

一部の実施形態において、展開器具または縫合装置が血管 118 の内側領域内に浸透する必要がないという点で、血管縫合システム 100 は、完全にまたは実質的に血管の外部にある。これは、患者の血流と接触して導入される異質物の量を低減させるか、またはなくすことができ、これにより、感染、詰まり、または他の合併症の危険を低減させる。例えば、特定実施形態において、後方支持部はクリップの展開中に要求されない。一部のシステムにおいて、後方支持部を使用すれば、展開ツールまたは縫合装置の一部が、展開中または展開以後に血管への位置設定が必要なので、不利である。血管の内部で後方支持要素を使用すれば、展開以後にその除去を容易にするために複雑なメカニズムを要求できる。後方支持部を必要としないクリップの安全な展開は、前述したような部分展開技法の使用を通じて、そして加圧要素または他の圧力感知手段を通じて、制御された大きさの外部圧力を印加することで容易になる。さらに、過度な挿入を防止するためにその大きさが適当に決定される枝角を備えるクリップを使用することはまた、後方支持部のない状態で展開を容易にする。

30

40

【0225】

前述したシステム 100 は既に、標準血管調整または診断過程で使われる商業的に入手可能な標準的な導入装置とも互換できる。これは、特殊で高コストの追加装備または他の装備を購入及び使用する必要をなくし、調整または診断過程が行われる方式を変更する必要をなくすことができ、これにより、伴われる危険を低減させる。

【0226】

図 33 ないし図 35 は、クリップ 102 を臨時で移植する方法の例を示すものである。特定実施形態において、血管縫合クリップ 102 は除去でき、図 33 に示したように臨時的

50

な移植のために構成される。臨時縫合を用いる実施形態において、一つ以上の縫合線 2 3 4 または他の適当なテザリング手段はクリップ 1 0 2 に固定され、挿入以前に外側管状部材 1 5 6 の外側面に沿って位置設定される。縫合線 2 3 4 はクリップ 1 0 2 に結束されるか、ウィンドウ部分 1 2 5 または、一部の他の方式で付着されるか、かかる目的でクリップ 1 0 2 に設けられる他の開口を通じてループを形成できる。特定実施形態において、クリップ 1 0 2 及び展開器具 1 0 4 は、縫合線 2 3 4 が付着された状態で医療専門家に提供される。他の実施形態において、縫合線 2 3 4 は、使用前に医療専門家により付着される。外側管状部材 1 5 6 の遠位端部 1 7 3 にあるスロット 1 7 6 ( 図 8 参考 ) は、展開器具 1 0 4 上にローディングされた後で縫合線 2 3 4 をクリップ 1 0 2 に固定させるために、クリップ 1 0 2 へのアクセスを容易にする。内側管状部材 1 5 4 上の軸方向溝 1 6 0 の遠位端部は、縫合線がベース部分 1 2 0 の下に通過させる。特定実施形態において、縫合線 2 3 4 は、展開器具 1 0 4 にローディングされる前にクリップに固定または結束される。縫合線 2 3 4 は、図 3 3 に示したように、外側管状部材 1 5 6 の外側面に沿って延びる。他の実施形態において、縫合線 2 3 4 は、展開器具 1 0 4 の内側に沿って延びる。特定実施形態において、展開器具 1 0 4 は、縫合線 2 3 4 を収容するように特殊になっているチャネルを含む。

10

#### 【 0 2 2 7 】

除去可能なクリップ 1 0 2 は、前述した過程を用いて臨時で移植される。縫合線 2 3 4 の近位端部は、クリップ 1 0 2 が移植された状態に残っている間に患者のからだの外側に延びた状態に残っている。止血を達成するのに十分な時間以後に、医療専門家は、図 3 5 に示したように、クリップを除去するために縫合線 2 3 4 上で引き寄せる。クリップの縫合力は、縫合線 2 3 4 に印加される力によりフィンガー 1 2 2、1 2 4 が一時的に開放されるように構成され、これにより、クリップ 1 0 2 が、動脈切開部 1 1 4 の再開または血管壁 1 1 6 の損傷なしに安全に除去されるようにする。特定実施形態において、クリップ 1 0 2 は、縫合線 2 3 4 を通じてトリガーされる他のまたは代案的なリリースメカニズムを含む。リリースメカニズムは、フィンガー 1 2 2、1 2 4 が開放されてクリップ 1 0 2 の除去を容易にする。形状記憶クリップを用いる実施形態において、クリップはマルテンサイト相に変態されるまで冷却され、これにより、クリップはさらに容易に変形され、クリップのフィンガーを開放してそれを後退させるために要求される力の大きさは低減する。クリップ 1 0 2 は、低温プローブの挿入を通じて、またはアイスパックなどの、外部から適用される低温ソースの適用により冷却される。追加的にまたは代案として、冷却された食塩水などの冷却された液体をクリップに伝達するために、注入用注射器が使われる。特定実施形態において、クリップ 1 0 2 は、2 つの形状記憶効果を奏することができ、クリップ 1 0 2 を冷却することは、例えば、開放構造でありうる第 2 の記憶された構成にクリップを復帰させることができる。クリップの組成及び処理は、これらの方法を容易にするために所望の相転移温度を達成するように選択される。

20

30

#### 【 0 2 2 8 】

止血を達成するために要求される時間は、患者の年齢、性別、医療条件、投薬、及び医療過程中に使われる凝固防止剤の存在を含む多様な因子によって患者ごとに変わる。特定条件において、クリップは、約 1 0 分以後に、約 1 5 分以後に、約 2 0 分以後に、約 2 5 分以後に、約 3 0 分以後に、約 3 5 分以後に、約 4 0 分以後に、約 4 5 分以後に、約 5 0 分以後に、約 5 5 分以後に、または約 6 0 分以後に、あるいはこの範囲内の任意の適当な時間に約 1 / 1 0 0 秒の公差を持つ時間以後に除去される。一部の実施形態において、クリップ 1 0 2 は約 1 時間以上以後に除去される。他の適当な時間も使われる。

40

#### 【 0 2 2 9 】

一部の実施形態において、応急除去可能にするために、永久的な移植のために意図されたクリップでも縫合線 2 3 4 を使用することが望ましい。かかる装置において、医療専門家は前述した過程を用いてクリップを展開できる。一応クリップが成功的に展開されたと判断されれば、医療専門家は縫合線 2 3 4 を切断でき、クリップ周囲から縫合線を完全に回収できる。

50

## 【0230】

このような開示内容は、クリップ及びプラグを備える縫合装置の特定例を示したものである。しかし、他の種類の縫合装置も使われる。特定実施形態において、縫合装置は、初期構造でまたは展開された構造でさらに小さい。特定実施形態において、縫合装置は、組織開口の側部をさらに近接に集めることで、及び/または部分的にまたは完全に開口を閉塞させることで、組織開口を縫合できる。縫合装置は、ポリマー、ゴム、シリコン、金属、金属合金、超弾性/形状記憶ポリマー及び金属合金、これらの組み合わせまたは他の適当な材料のうち一つ以上で、部分的にまたは全体的に製造される。

## 【0231】

一部の実施形態において、縫合装置は、ポリグリコール酸、ポリラクチド、ポリカプロラクトン、ポリトリメチレンカーボネート、ポリパラ-ジオキサノン、これらの組み合わせまたはカプロラクトン、グリコール酸、ラクチド、またはトリメチレンカーボネートである共重合体などの他の適当な材料；（限定するものではないが）アルギン酸、キト酸、コラーゲン、繊維素、繊維素原、ヒアルロン酸（*hyaluronic acid*）、ヒアルロン酸、これらの組み合わせまたは他の適当な材料；澱粉、改質されたセルロース、コラーゲン、繊維素、繊維素原、フィブロネクチン、エラスチン、ビトロネクチン、ラミニン、トロンピン、アルブミン及びゼラチンまたは他の結合蛋白質、または天然材料、ポリマーまたはポリビニルピロリドン、ポリラクチド〔ポリ-L-ラクチド（PLLA）、ポリ-D-ラクチド（PDLA）〕、ポリグリコール酸、ポリジオキサノン、ポリカプロラクトン、ポリグルコネート、ポリ乳酸（PLA）、ポリ乳酸-ポリエチレン酸化物共重合体、ポリ（ヒドロキシブチレート）、ポリ無水物、ポリ燐酸エステル、ポリ（アミノ酸）、ポリ（アルファ-ヒドロキシ酸）、ポリd,l-乳酸（PLA）及び乳酸の共重合体、及びグリコール酸（PLGA）、またはこれら材料の関連する共重合体などの共重合体だけでなく、これらの複合体及びこれらの組み合わせ、そして他の生分解性/生吸収性材料の材料（これらに限定されるものではない）を含む一つ以上の合成材料を含みつつ、これらに限定されるものではない生分解性/生吸収性材料で、部分的にまたは全体的に製作できる。一部の実施形態において、縫合装置は、生体適合性材料、すなわち、ePTFE（*expanded polytetrafluoroethylene*）、ポリエステル、ポリウレタン、シリコン、ゴム、ダクロン、及び/またはウレタンなどの生体適合性材料で、部分的にまたは全体的に製作される。

## 【0232】

一部の実施形態において、縫合装置は、一つ以上のコーティングを含むことができ/できるか、または次のうち一つ以上、すなわち、膨潤性材料、生吸着性材料及び生体適合性材料のうち一つ以上で、部分的にまたは全体的に形成される。

## 【0233】

一部の実施形態において、縫合装置は、一応縫合装置が流体と接触すれば、縫合装置の少なくとも一つのセクションの膨脹または拡大を遅延するように意図される、接着剤、接合用化合物、または他の溶液などの生体適合性接触面を持つ。生体適合性接触面は、縫合装置の任意の表面またはあらゆる表面に位置する。接触面は多様な方式で、例えば、製作過程中、展開直前に、または縫合装置の展開以後に、縫合装置に適用または統合される。接合材料は、液体、半固体、または固体の形態でありうる。適当な接合材料は、ゲル、フォーム及び微細孔隙メッシュを含む。適当な接着剤は、アクリレート、シアノアクリレート、エポキシ、繊維素系列の接着剤、他の生物学的物質基盤の接着剤、UV光及び/または熱で活性化する接着剤または他の特殊接着剤を含む。接触面は、初期接触時に接合されてもよく、縫合装置の再位置設定できるようにさらに長時間以後に接合される。かかる接触面は、例えば、温度が室温から体温に上昇する時、非粘着性結晶質状態から接着ゲル状態に変わる結晶質ポリマーを含む。これらの材料の例には、ランデック社（*Landec Corp.*）から入手可能な商標名インチレマー接着剤（*Intillemert<sup>TM</sup> adhesive*）だけでなく、複合材料及びこれらの組み合わせ、そして他の材料の組み合わせも利用できる。生体適合性接着剤の供給者は、これらに限定されるものではないが

10

20

30

40

50

、プラスト (Plasto) [フランスのディジョン (Dijon) 所在]、Haemacure 社 (カナダのモントリオール所在)、Cohesion 社 (米国のカリフォルニアパロアルト所在)、クライオライフ (Cryolife) (米国のジョージア州ケネソー所在)、ティッシュリンク (Tissue Link) (米国ニューハンプシャー州ドーバー所在) 及び他の企業を含む。接触面の作動時間を延ばすために、及び/または縫合装置の展開後に縫合装置の再位置設定を可能にするために、接触面は澱粉などの材料または他の材料と混合され、前記材料は、装置の展開後に縫合装置の再位置設定を可能にするために、接合を延期させるか、または遅延させる。分解可能なコーティングは、接触面が分解されて接着剤が露出されるように、接触面上に配される。他の接触面は、複合材料基盤の粘着剤及び前述した材料の組み合わせを含むことができ、他の適当な材料は当業界で公知のものである。

10

## 【0234】

一部の実施形態において、縫合装置は、加水分解、再吸収、これらの組み合わせまたは他の適当な方法あるいは過程により分解される。

## 【0235】

縫合装置、システム及び方法は任意の適当な心血管用例、胃腸用例、神経系用例、生殖器用例、リンパ線用例、呼吸器用例、整形外科的用例、これらの組み合わせ、または部分的であるか全体的な、臨時的、除去可能な、あるいは永久的な縫合、圧迫、密封、結合、引き締め、アンカーリング及び/または強化、組織変容、安定化、シム (shim)、組織アクセス、組織改質、組織連結 (例えば、組織と医療装置との連結または他の組織への連結)、組織変位及び/または組織サイズの変更が要求される他の用例のために使われる。さらに、縫合装置、システム及び方法は、任意のルーメン、管、器官、中空身体器官またはキャビティ、または他の身体的構造または組織と関連して部分的なまたは全体的な、臨時的、除去可能な、あるいは永久的な密封、クリンピング、圧迫、ブラッキング、強化またはこれらの組み合わせあるいは他の目的が要求される場合に使われる。例えば、これらに限定されるものはないが、一部の用例は、大脳動脈処理、僧帽弁逸脱脱出を処理するための腱索 (chordae tendinae) 短縮、喇叭管閉塞による女性のための再生可能なまたは永久的な不妊手術、及び精管またはチューブの閉塞による男性のための不妊手術、心臓または身体他の部分における隔膜欠陥 (または他の欠陥) の縫合、PFO (patent foramen ovale) 縫合、生検後組織縫合 (post-biopsy tissue closure)、最小切開術または血管手術 (transluminal procedures)、一般的な組織結紮、及び局所的な治療用溶離を含む。他の用例は、診断または介入過程、例えば、最小切開術、エドワード・ライフ・サイエンス (Edwards Life Sciences) (米国のカリフォルニア州アーバイン所在) の装置及びシステムなどの装置及びシステムを用いた経皮性心臓弁膜補強または代替過程などの診断または介入過程に後続する心臓のアクセス穴の縫合を含む。

20

30

## 【0236】

開示された技術の一部の用例及び用途において、生体適合性材料またはコーティングされた材料及び/または生体適合性材料で覆われた材料からなるプラグ/密封要素として、体内またはからだに移植した後で生体に吸収または分解されないか、あるいは生体に吸収され、分解され、かつ破壊されるプラグ/密封要素を含むことが有利である。吸収不可能なプラグ/密封要素を用いる用例及び用途のいくつかの例は、限定されるものではないが、大脳動脈処理 (例えば、動脈瘤に対する近位でのプラグ/密封要素の展開及び血管内の血流の一部または全部の閉塞)、僧帽弁逸脱脱出を処理するための腱索短縮、喇叭管閉塞による女性のための再生可能なまたは永久的な不妊手術、及び精管またはチューブの閉塞による男性のための不妊手術、心臓または身体他の部分における隔膜欠陥 (または他の欠陥) の縫合、PFO 縫合、生検後組織縫合、開放領域手術過程以後の組織縫合、最小切開術、経皮術、血管手術 (transluminal procedures)、一般的な組織結紮、及び局所的な治療用溶離のために構成された、開示された縫合装置、システム及び/または方法のうち少なくとも一つを含む。他の用例は、診断及び/または調整過程

40

50

に後続する心臓のアクセス穴の縫合を含む。

【0237】

例えば、治療剤または材料の局所的な溶離のためにインプラントを展開するようにシステムが構成される。インプラントは除去可能かまたは永久的であり、少なくとも部分的に生吸収性/生分解性または非生分解性/吸水性材料で製造される。

【0238】

組織縫合システムは、医療過程に用いられるツール、例えば、止血器、カッター、ピンセット、プローブ、生検装置などのツールを含む管状医療装置にわたって、及び/またはこれらの医療装置とは異なって密封要素の前進/展開を可能にする。展開器具及び/または密封要素は、例えば、針、ハイポチューブ、ガイドワイヤー、電極ワイヤー、静脈注射(IV)チューブ、血管導入装置、カテーテル、腹腔鏡、内視鏡、套管針、カニューレ、これらの組み合わせまたは他の適当な医療装置などのさらなる医療装置にわたって、及び/またはこのような医療装置に沿って前進するように構成される。開示されたシステムは、医療装置またはツールに、またはこれらの医療装置またはツールと共にパッケージングされる。展開器具及び/または密封要素は、外径が約6 French以下の装置、外径が約20 French以上の装置、またはこれら間のあらゆるサイズの装置をはじめとして、あらゆるサイズの医療装置と共に作業できるように構成される。一部の実施形態において、展開器具及び/または密封要素は、外径が約6 French、7 French、8 French、9 French、10 French、11 French、12 French、13 French、14 French、15 French、16 French、17 French、18 French、19 Frenchまたは20 Frenchの医療装置と共に作業できるように構成される。他の適当なサイズも使われる。

10

20

【0239】

特定実施形態において、組織縫合システムは、独立的手術システムとして作動できるように構成される。例えば、特定実施形態において、組織縫合システムは、長い医療装置にわたってまたは長い医療装置に沿って前進するか、あるいは他の方式で長い医療装置により案内されずに作動するように構成される。

【0240】

展開式要素は、臨時的なまたは永久的なスペーサ、シムとして使われてもよく、または骨をはじめとする任意の組織の移動及び/または支持、安定化、補強または閉塞のために使われる。展開式要素は、部分的にまたは全体的に複数の多様な種類の材料、例えば、ポリマー、スポンジ、金属、金属合金、超弾性/形状記憶材料(ポリマー及び金属合金を含む)、または任意の他の適当な材料を含む材料で製作される。展開式要素は、プッシャー要素、例えば、探針(styilet)、プランジャ、内側管状部材またはロッドを備えるチューブを通じて展開され、展開以前に、展開中及び/または展開後に膨脹するように許容される。展開要素は、膨脹した構成でバイアスされる。展開式要素は、要素の位置設定中に圧縮された構造に維持され、これ以上拘束されない時に膨脹した構造で膨脹するように許容される。一般的に、縫合装置は、さらに小さな断面プロファイルで拘束され、一応拘束力が除去されれば、自体膨脹するように許容される。さらに、縫合装置は開放位置で拘束され、一応開放力が除去されれば、自体閉鎖されるように許容される。

30

40

【0241】

必要に応じて変形された一般的な構成要素及び/または開示されたシステムは、臨時的なまたは永久的な縫合のために使われ/使われるか、または心臓の、心臓を通じるまたは心臓内側の位置;電気生理学、鬱血心不全症、弁膜関連治療(例えば、拡張、弁膜補強、代替、乳頭筋治療、腱索、及び他の関連構造、これらの組み合わせ及び/または他の目的を含む)を含む過程のための位置;及び/または皮膚をはじめとする組織または器官上の任意の他の位置を含む最小切開生検、他の組織除去、または診断あるいは治療過程などの医療手順のための組織アクセス補強のために使われる。

【0242】

本発明のシステムは、目標位置に対する胸腔鏡アクセス及び可視化を伴う最小切開術を容

50

易にする。一部の実施形態において、本発明のシステムは、正中胸骨切開術、側方向開胸術 (thoracotomy)、肋間ポートアクセス、最小胸骨切開術、または剣状軟骨アクセス、鼠蹊部接近またはダイアフラムに隣接する胸部下位接近を伴う他の最小切開術にわたる使用に好適である。他の実施形態において、本発明のシステムは、シャフトを長くすることで、そして血管内へのアクセスのための直径及び他の特徴部寸法を変更することで、カテーテル基盤の用例のために構成される。

#### 【0243】

本発明のシステムは、胸管挿入 (thoracostomy)、開胸術、正中胸骨切開術、最小胸骨切開術、最小胸管挿入、剣状軟骨アクセス、胸部下位アクセス、関節鏡検査、または腹腔鏡法を通じて展開され、これにより、潜在的に軟質組織及び対応する解剖学的構造にアクセスするための長い切開部の必要をなくす。

10

#### 【0244】

縫合装置、システム及び方法は、臨時的なまたは永久的な組織再成形、リホーミング及び/またはサイズ再設定のために使われる。再成形及び/またはサイズ再設定できる組織は、胃、肺などの器官、食道などの他の構造、及び心臓及び/または弁膜の構造を含む。例えば、特定実施形態において、一つ以上のクリップは単独で組織のアクセシング、ギャザリング (gathering)、パーシング (pursing)、バンチング (bunching)、シンチング (cinching)、またはホールディングのうち一つ以上により再成形、リフォーム及び/またはサイズ再設定されるのに十分である。他の実施形態では、適当なテザー、例えば、静的テザーまたは弾性テザーにより、組織構造または器官の外側面または内側面から複数のクリップが共に連結される。特定実施形態において、組織のさらなるサイズ再設定、リフォーム及び/または再成形を達成するために、テザーは、クリップの移植に後続して張るようになる。特定実施形態において、胃腸用例のための LES (Lower Esophageal Sphincter) のサイズ再設定及び/または補強あるいは心臓弁膜周囲の組織のサイズ再設定のために、一つ以上のクリップ及び/または適当なテザーが使われる。

20

#### 【0245】

開示されたクリップ及び/または移送システムはまた、ステント移植片 (stent graft) が移動できなく組織壁にステント移植片を固定させることで、移植されたステント移植片をアンカーリングするように構成できる。例えば、ステント移植片 [W.L. ゴア、クック、メドトロニック (W.L. Gore, Cook, Medtronic)] による装置及びシステムなどは、破裂防止のために大動脈壁を補強することで、腹部大動脈動脈瘤の処理に使われる。一つ以上のクリップが、ステント移植片の内側に及び/または腹部大動脈の外側に展開され、ステント移植片と接触でき/できるか、または潜在的な移植片の動きを制限するように作用できる。ステント移植片、補綴物または他の構造物あるいは装置のアンカーリング、あるいは付着と関連して開示された装置、システム及び方法は、身体上のまたは身体内の任意の他の位置にさらに使われる。

30

#### 【0246】

一般的な縫合システムは、インテュイティヴ・サージカル社 (Intuitive Surgical, Inc.) (米国のカリフォルニア州サニーベール所在) から入手可能な手術システム、及びステレオタキシス (Stereotaxis) (ミズーリ州セントルイス所在) 及びハンセン・メディカル (Hansen Medical) (カリフォルニア州マウンテンビュー所在) から入手可能なカテーテル基盤の技術をはじめとして、ロボット式またはコンピュータ制御式医療過程と共に使われるように構成される。

40

#### 【0247】

前記縫合システムは、コア・バルブ (Core Valve) (カリフォルニア州アーバイン所在)、エドワードライフサイエンス (カリフォルニア州アーバイン所在)、サンドラ・メディカル社 (Sadra Medical Inc.) (カリフォルニア州キャンベル所在) らで実施可能な心臓弁膜補強/代替過程をはじめとする、大型カテーテル基盤の経皮性血管成形過程で血管アクセスを縫合するために使われる。

50

## 【 0 2 4 8 】

止血構造を持つカプセル 6 3 0 からのプラグ装置の展開と関連して図 9 0 A ないし図 9 0 E にさらに詳細に示したように、プラグは、前記で図示したように、導入装置とガイドシール組立て体との間に位置設定されるカプセル 6 3 0 内に位置する。遠位端部 8 0 からカプセル 6 3 0 のパレルを下方に見た図 9 0 B で、位置設定されたプラグが開口内で下方にある状態でカプセル 6 3 0 の壁を見ることができる。プラグのスカート領域はボアを覆い、止血圧力はハウジングを密封するようにスカート面に力を加え、これにより、図 9 0 C ないし図 9 0 E に示したように、カプセル 6 3 0 を通じる流体の漏れを防止するシールを形成する。作動中に、導入装置は、プラグが展開される現場で所定位置に前進する。プランジャは、プランジャステム、カプセルの本体 6 3 4 及び導入装置を通じて遠位方向に前進し、これにより、図 9 1 A に示したように、導入装置を通じてプラグを前記位置まで押し出す。

10

## 【 0 2 4 9 】

プランジャグリップの進行方向を制御するのに役に立つために、ロッキング用スプリットブッシングは、図 9 1 B ないし図 9 1 I に示したように、前述した構成に含まれる。円錐形スプリットブッシングの構成は、ステム上の円錐形テーパ及びこの円錐形テーパと結合される円錐形スプリットブッシングを備え、後方に向かって（近位に指向される）移動を試みる時に自体ロッキングさせる一方、前方に向かって（遠位に指向される）移動しつつリリースさせる。他の構成において、ロッキング及びリリースを行う傾いたディスクは、図 9 1 D 及び図 9 1 E に示したように使われる。ディスクが前後にチルティングされるにつれて、ディスクは前方に向かう方向にステムの移動を許すか、または後方に向かう動きを防止するためにステムをロッキングする。さらに他の構成は、図 9 1 F 及び図 9 1 G に示したようなラチェット構成であり、ここで、ステムは切り欠きを形成し、前方方向には可能であるが、後方方向には不可能にするロッキング用フィンガーと結合される。さらに他の構成は、図 9 1 H 及び図 9 1 I に示したようなサイレントラチェットを使用するが、ここで、フィンガーはステム内に入り込むように設けられる。

20

## 【 0 2 5 0 】

図 9 2 A ないし図 9 2 T に示したように、導入装置は、導入装置の先端部が血管壁を横切って導入装置の遠位端部 8 0 が血管のルーメン内で位置設定されるように、血管内に前進する。図 9 2 A 及び図 9 2 B に示したように、止血弁は閉鎖されて、密封装置をカプセル 6 3 0 内の適所に保持する。一応導入装置が、例えば、血管壁を横切る所定位置に位置設定されれば、プランジャは、図 9 2 C 及び図 9 2 D に示したように、導入装置キャップからカプセル 6 3 0 の近位開口内に挿入される。プランジャがカプセル 6 3 0 を通じて前進するにつれて、プランジャチューブは、テザー、コレットインサート及びコレットと接触するが、前記コレットは、前方移動を許すが、後方移動は許さないようにするために、プランジャ上に若干の摩擦力を加える。コレットは、螺旋形に巻かれたブレード ( b r a i d ) または 2 軸ブレードで構成されるが、前記ブレードは、プランジャがブレードを通じて押される時には弛緩を招くが、プランジャが、対向する両側部と全体周りまたはプランジャ周りのカラーとの間で半径方向距離の減少により回収される時には、後方に向かう移動を防止するように張り、これにより、ここに図示したように、プランジャがテーパ状外側カラーを通じて張れば、プランジャは強力なクランピング力を加える。プランジャ及びカートリッジは、図 9 2 E 及び図 9 2 F に示したように、導入装置の近位端部 7 0 内に挿入される。このような組み合わせは、図 9 2 G 及び図 9 2 H に示したように、導入装置内に前進して導入装置内に載置し、止血弁は開放構造として存在する。プランジャが前進するコレット内で前進するようになることで、プラグは、図 9 2 I 及び図 9 2 J に示したように前方に向かう [ 依然として、カプセル 6 3 0 内にある ]。プランジャは、導入装置内にさらに前進して、図 9 2 K 及び図 9 2 L に示したように、導入装置の内側ルーメン内にプラグを押し出す。この地点で、プラグの側部ウィングは、プラグが導入装置を通じて前進する間に、導入装置の内径より小さな外径を持つ小断面プロファイル構造を持つようにするために、後方に向かって折り曲げられる。図 9 2 M 及び図 9 2 N に示したように、

30

40

50

プラグは、導入装置の遠位端部 80 (血管のルーメン内に位置設定されている) に向かって、導入装置を通じて 80% ほど前進する。プラグは、導入装置の遠位端部 80 を超えて前進し、この地点でプラグは、これ以上拘束されずにその元のプロファイルを復元するが、プラグの遠位端部 80 の直径は、図 920 及び図 92P に示したように、導入装置の直径より大きい。次いで、導入装置は後退する。導入装置が後退するにつれて、プラグのステムが血管壁の開口を横切り、プラグ面が血管壁の内側と同型に結合される位置でプラグが引き寄せられる。一応、導入装置が血管を抜け出せば、プラグステムの近位端部 70 は、血管の外側から観測でき、一部の構成において、図 92Q 及び図 92R に示したように、血管壁の内側面を超えて延びる。血管内に位置設定されているプラグのさらなる拡大詳細図が図 92S 及び図 92T に示されている。テザーが使われたならば、テザーはプラグから延びて、プラグのステムが血管壁の開口を通じて適当に前進しているということ、ユーザに保証できる。テザーは、必要に応じて除去される。代案として、テザーは必要に応じて体内に残っていてもよい。例えば、テザーは、生分解性/生吸収性材料で製造されて体内に残っていてもよく、テザーの近位端部は皮膚と同じ高さに切断される。プラグは、内側流体圧力により適所に固定的に保持されて、内側血管壁に対してプラグの該当遠位面に力を加える。このような力は流体圧力に比例して増大し、プラグの固定を改善させる。プラグの止血を達成するために、他の特徴は全く要求されていない。ステムの機能は、本質的に 3 つである。第 1 に、ステムは、内側血管接触要素を血管の内側壁と接触させ、次いで、自体活性化する一時的な止血を達成する。第 2 に、ステムは、穴位置の付近で接触する血管をセンタリングするためのセンタリング要素として作用する (例えば、ステムは中央点に位置設定され、中央を抜け出しては位置設定されない)。最後に、ステムは、血管を通じる血流により印加される力により、穴位置からプラグが遠く流されなくする。簡単なステム構成は、図 85A 及び図 85B に示した通りである。

10

20

30

40

50

#### 【0251】

図 96 は、血管アクセス縫合部を示すものである。一部の実施形態において、血管アクセス縫合部 960 は、テザーなしに設けられる。他の実施形態において、血管アクセス縫合部 960 は、テザー 962 と共に設けられるが、テザーは、除去可能なテザーであってもよく、除去可能なテザーでなくてもよい。縫合装置 960 は、スカート 964 を備えることができ、このスカートは密封表面として機能する。縫合装置はまた、ステム 966 を備える。一部の実施形態において、縫合装置 960 は、一つ以上のリップ 968 または突出部を備える。縫合装置は、本明細書の他の部分で述べたように、クリップ、プラグ、または縫合装置の任意の構成を表す。

#### 【0252】

縫合装置は、動脈 970 を貫通できる。一部の実施形態において、縫合装置は、動脈で穴位置 972 を縫合するために使われる。動脈は、内部 974 で流体圧力を表すことができ、これは、縫合装置 960 を適所に保持させる。一部の実施形態において、皮膚表面 976 は、動脈 970 付近にまたは動脈付近に隣接して設けられ、既存の穴位置 972 を持つ。縫合装置 960 は、スカート 964 が動脈 970 内にあるように設けられ、ステム 966 は、既存の穴位置 972 内に延びる。一部の実施形態において、既存の穴位置 972 を通じて延びるテザー 962 が設けられる。

#### 【0253】

図 97A ないし図 97E は、既存の穴位置に再アクセスするさらなる能力を持つ、除去可能な血管アクセス縫合部を移送するために使われる段階を示す図面である。図 97A は、縫合装置 980 が穴位置 985 を縫合するために使われる第 1 段階を示すものである。縫合装置 980 は、ステム 982 を備える。縫合装置 980 は、テザー 983 に連結される。一部の実施形態において、テザー 983 の少なくとも一部はテザー案内用再拡張器 984 内に、この再拡張器に隣接して、または再拡張器の近くにある。一部の実施形態において、再拡張器 984 は、テザー 983 の少なくとも一部を取り囲む。再拡張器 984 はテザー 983 に沿って摺動でき、縫合装置 980 のステム 982 に到達できる。一部の実施形態において、再拡張器 984 は、縫合装置 980 のステム 982 に到達する前に穴 98

5 に進入できる。一部の実施形態において、A 1 に示したように、再拡張器 984 はその遠位先端部で狭くなる。他の実施形態において、A 2 に示したように、再拡張器 984 はその遠位先端部で広がる。

【0254】

再拡張器 984 は、オプション A で図示したように、縫合装置 980 のステム 982 で停止する。他の実施形態において、オプション B に示したように、再拡張器 984 は、縫合装置 980 のステム 982 にわたって延びる。拡張器先端部 984 は、ステム 982 にわたって完全に拡大する。

【0255】

図 97B は、再拡張器 984 が動脈などの血管 986 内に押し出されて、縫合装置 980 を元のところから離脱させるために使われる第 2 段階を示すものである。再拡張器 984 は、血管 986 内に縫合装置 980 を押し出す。テザー 983 は、縫合装置 980 のステム 982 に依然として付着される。テザー 983 は、再拡張器 984 内に、この再拡張器に隣接して、または再拡張器に近接している。

10

【0256】

図 97C は、第 3 段階を示すものであり、血管 986 内で、プラグなどの、離脱した縫合装置 980 を示す一方、血管壁を貫通して血管内に延びる再拡張器 984 を示す。離脱した縫合装置 980 に連結されたテザー 983 は、拡張器 984 を通じて延びる。導入装置 987 の導入装置シース 988 は、拡張器 984 にわたって摺動できる。導入装置シース 988 は、テザー 983 の少なくとも一部を取り囲むか、テザーの少なくとも一部に隣接して、または少なくとも一部に近接している。

20

【0257】

図 97D は、導入装置シース 988 が動脈などの血管 986 内に完全に押し出される第 4 段階を示すものである。導入装置シース 988 は、拡張器 984 が導入装置シース 988 から突出するまで押し出される。拡張器 984 は、縫合装置 980 が導入装置先端部 988 内に完全に崩壊されるまで引き寄せられる。拡張器 984 は、縫合装置 980、テザー 983 及び拡張器 984 が導入装置 987 から完全に引出されるまで引き寄せられ続ける。

【0258】

図 97E は、多様な選択的な構造を示すものである。例えば、A に示したように、特に長いテザー 983 が、予備設置された拡張器 984 及び導入装置 987 と共に設けられる。テザー 983 は、特に長い拡張器 984 の全長を通じて供給される。予備設置された拡張器 984 は、導入装置 987 より長い。拡張器 984 は、導入装置 987 を通じて引き寄せられる。一部の実施形態において、拡張器 984 は、テザー 983 及び縫合装置 980 と共に引き寄せられる。

30

【0259】

B に示したように、拡張器 984 にはスナップ端部 990 が設けられる。拡張器 984 は導入装置 987 内にあり、導入装置シース 988 から突出する。一部の実施形態において、拡張器 984 は、近位端部でスナップ端部 990 を持ち、拡張器把持部 989 は、導入装置 987 を通じて全体的に延び、これにより把持部 989 は、導入装置 987 の近位端部から突出し、把持部 989 は、把持部の遠位端部でスナップ端部 991 を持つ。導入装置シース 988 及び拡張器把持部 989 は、テザー 983 にわたって摺動し、拡張器 984 に向かって摺動する。スナップ端部 991 を備える把持部 989 の遠位端部は、拡張器 984 の近位スナップ端部 990 に対して適所にスナップ結合される。導入装置シース 988 は、拡張器 / 把持部の境界にかけて、そして拡張器 984 の少なくとも一部にかけて摺動する。一部の実施形態において、拡張器把持部 989 は、導入装置 987 を通じて引き寄せられる。一部の実施形態において、把持部 989 は、拡張器 984、テザー 983 及び縫合装置 980 と共に引き寄せられる。

40

【0260】

III. 製造方法

50

展開器具 104 は、次の材料、すなわち、ナイロン、ポリアミド、ポリカーボネート（例えば、Makrolon（登録商標））、アクリロニトリルブタジエンスチレン（ABS）、ポリエステル、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリエーテルエーテルケトン（PEEK<sup>TM</sup>）、ポリイミド、超弾性/形状記憶ポリマーを含むポリマー、そしてバネ鋼、ステンレス鋼、ニッケルチタニウム合金（ニチノール）、17-7PH、コバルト-クロム-ニッケル合金（Elgiloy（登録商標））、及びクロム及び鉄とのニッケル基盤合金（Inconel（登録商標））を含む金属のうち一つ以上から製造される。他の適当な材料がまた使われる。展開器具 104 は、次の方法、すなわち、鋳造、射出、ラミネーティング、機械加工、モールドイング（射出またはその他の方法）、焼結、または光造形法のうち一つ以上を用いて全体的にまたは部分的に製作される。他の適当な方法が使われる。

10

**【0261】**

図示したように、特定実施形態において、展開器具 104 は、比較的少数の構成要素、例えば、内側管状部材、外側管状部材及び加圧要素を用いて構成される。それぞれの構成要素は、低コストで射出成形で製作される。特定実施形態において、展開器具 104 は廃棄可能な使い捨てで構成される。代案として、展開器具 104 は、後続殺菌して繰り返し使用するよう構成される。

**【0262】**

特定実施形態において、前進/展開ツールは、一つ以上のクリップを備えるが、この時、一回に一つ以上のクリップを展開でき、一回にただ一つ（または一つ以上）のクリップを制御可能に展開するためのインデクシング手段または他の手段を備える。マルチクリップを備える実施形態は、適当なテザーと共にテザリングされる少なくとも2つ以上のクリップを備える。テザーは弾性であり/あるか、または展開されたクリップが互いに引き寄せられることで（あるいは、引っ張られることで）、2つ以上の展開されたクリップ間の組織が縮められるように引張り力を受けるか、または他の方式で構成される。テザーは、永久的にまたは臨時で張り、例えば、引張り力を維持するためにテザーの一つ以上の端部で固定される。

20

**【0263】**

展開器具 104 上にクリップ 102 をローディングするための方法を、図36ないし図39を参考して説明する。内側管状部材 154 の遠位端部 165 上に、クリップ 102 を容易にローディングするためにローディングメカニズム 240 が使われる。ローディングメカニズム 240 は、図37に示したように、内側管状部材の内側ルーメンと対をなす近位セクション 244 を備える。クリップ 102 は、ローディングメカニズム 240 のテーパ状遠位セクション 242 にわたって前進する。遠位セクション 242 は漸進的に、図38に示したように、クリップのフィンガー 122、124 が遠ざかるように力を加える。前記ローディングメカニズム 240 は、実質的に一定の周りを持つ中間セクション 245 をさらに備え、前記周りは、内側管状部材 154 の周りを実質的に同一である。展開器具 104 上に、そしてローディングメカニズム 240 にわたってクリップを前進させるために、プッシャーメカニズム 249 が使われる。プッシャーメカニズム 249 は、図39に示したように、クリップ 102 の遠位端部と対をなすように構成される端部の幾何学的構造を含む。一応クリップ 102 が展開器具 104 上に完全にローディングされれば、プッシャーメカニズム 249 及びローディングメカニズム 240 は除去される。超弾性または形状記憶クリップを使用する実施形態において、クリップ 102 は、クリップの変形を容易にするために、マルテンサイト相が変態するまで冷却される。クリップがマルテンサイト相に保持される間、クリップ 102 はさらに容易に変形され、これによりフィンガー 122、124 は、展開器具 104 上へのクリップ 102 のローディングのために、さらに容易に遠く広げられる。これらの方法は、前述したローディング過程に対する代案として、または前記ローディング過程に加えて使われる。

30

40

**【0264】**

装置製作後のコーティング方法は、これらに限定されるものではないが、スピンコーティ

50

ング、RFプラズマ重合、浸漬、噴射、ブラッシング、真空チャンバ内で装置材料に浸透させる間に治療溶液を含むピーカー内に装置を浸漬させる方法、これらの組み合わせあるいは他の適当な方法を含むことができる。

【0265】

代案として、または前記の治療物質と組み合わせ、例えば、白金、金、タンタル、スズ、スズ-インジウム、ジルコニウム、ジルコニウム合金、ジルコニウム酸化物、ジルコニウム窒酸塩、フォスファチジルコリン、熱分解炭素、これらの組み合わせまたは他の材料などの一つ以上の材料が、電気メッキ、スパッタリング真空気化、イオン補助ビーム蒸着、気相蒸着、銀ドーピング、ホウ素化技法または他のコーティング過程を用いて縫合装置表面に蒸着される。

10

【0266】

硫酸バリウム、酸化ビスマス、タンタル、白金/イリジウムまたは他の適当な材料などの放射線不透過性材料は、カテーテル挿入法の実験室または手術室で普通使われる蛍光透視鏡または他の可視化手段下で可視化を補強するために、縫合装置のうち任意の縫合装置に追加される。さらに、これらの材料は、スパッタリングコーティング、イオン蒸着、気相蒸着、これらの組み合わせまたは他の適当な過程により縫合装置に追加される。

【0267】

特定実施形態において、クリップは室温でその順応性マルテンサイト相に存在するように構成される。クリップは、開放構造で展開器具上にローディングされる。クリップは、展開中または展開後に熱の印加によりオーステナイト相に転移するように構成される。熱の印加は、クリップをその記憶された構成、すなわち、閉鎖構成に復帰させる。特定実施形態において、クリップは、人の体温近くの温度に加熱される時、その閉鎖構成に復帰するように構成される。これらの実施形態において、クリップは動脈切開部に移送され、そのオーステナイト転移温度にクリップを加熱するのに十分な時間の間に、血管壁16の外側上で適所に部分的に展開されるか、または維持される。他の実施形態において、加熱されたプローブの挿入を通じて、または集中的な電磁気エネルギーの印加を通じて遠隔で熱が印加される。

20

【0268】

クリップは、展開、組織結合、圧迫及び/または組織からの除去に役に立つように、少なくとも一つの(単一要素の)ヒンジ特徴部を備える。クリップは、次の材料、すなわち、超弾性/形状記憶ポリマー、パネ鋼及びステンレス鋼を含む金属、ニチノール、17-7PH、Elgiloy(登録商標)、及びInconel(登録商標)を含む金属合金のうち一つ以上から、部分的にまたは全体的に製造される。他の適当な材料も使われる。望ましい実施形態において、クリップは、部分的にまたは全体的に超弾性及び/またはニチノールなどの形状記憶材料で製造される。超弾性及び/または形状記憶材料の特定物性についての議論は、米国特許第7,182,771号にあり、前記特許の全体内容は引用により本明細書に含まれ、本明細書の一部を形成する。ニチノールまたは他の超弾性及び/または形状記憶材料を用いる特定実施形態において、クリップは、記憶された構造で比較的ぴんと張っている湾曲部を持つことが望ましい。一部の状況において、材料の弾性限界を超過するように、そしてこれにより永久的に変形されるように十分にぴんと張っている湾曲部を使用することが有利である。永久変形を防止するために、装置における湾曲部応力を解消するために、後続するアニーリング過程により湾曲部が装置に形成される。このような第1湾曲部以後に、前記装置はさらに鋭い湾曲部を形成するようにさらに折り曲げられ、以後に再アニーリングされて、このようなさらなる湾曲による応力を緩和させる。このような過程は、所望の実質的な湾曲部または半径減少または角度減少を達成するために反復されるが、これは、湾曲部が一回の折り曲げ実行で形成されるならば、他の方式で装置を永久的に変形させる。特定実施形態において、血液及び/または組織と接触するクリップの任意の表面は電子研磨され、特に、超弾性/形状記憶合金などの金属または金属合金表面でありうる。電子研磨は、軟らかい表面を形成するために使われる。電子研磨はまた有利には、装置の製造によるフラッシュ及び他の加工物を除去または低減させる。

30

40

50

## 【0269】

クリップは完全に隣接する断面を持ってよく、または部分的に不完全に隣接する断面を持ってよい。隣接しない断面は、クリップの特定実施形態で、血管導入装置及び/または展開器具の側部からのローディングを可能にする。特定実施形態において、展開器具は、側部から管状医療装置に展開器具を固定させるスロットまたは開口を備える。組織結合要素（例えば、枝角、フィンガー、突出部など）は平行であるか、重畳するか、交差するか、螺旋形であるか、あるいはこれらの組み合わせまたは他の類型である。クリップは、同一であってもよく、異なってもよく、またはこれらの組み合わせである長さの組織結合要素を含む。クリップは、水平面、垂直面またはこれら両者の組み合わせで組織を圧迫できる。組織結合要素は直線型、曲線型またはこれら両者の組み合わせである。組織付着運動/方向は、直線型、捻り型、回転型、これらの組み合わせまたは他の好適で望ましい移動である。

10

## 【0270】

複数の多様なタイプの移送特徴部が、本明細書に開示された装置及びシステムのうち任意の装置及びシステムのための製造過程に含まれるが、例えば、血管縫合装置上のコーティングは、例えば、ピンカルカロイド（すなわち、ピンプラスチック、ピンクリスチン、及びピノレルピン）、パクリタキセル、エピボドフィロトキシン（すなわち、エトボシド、テニボシド）、抗生剤 [ダクチノマイシン（アクチノマイシンD）ダウノルピシン、ドキシソルピシン、及びイダルピシン]、アントラサイクリン、ミトキサントロン、プレオマイシン、プリカマイシン（ミトラマイシン）及びマイトマイシン、酵素（L-アスパラギン

をシステム的に代謝作用し、その自体でアスパラギンを合成する能力のない細胞から得たL-アスパラギナーゼ）などの天然生成物を含む抗増殖/細胞分裂阻止剤；G（GP）I 1 . サブ . b / I I I . サブ . a 抑制剤及びピトロネクチンレセプター拮抗剤などの抗血小板剤；窒素マスタード（メクロレタミン、シクロホスファミド及び類似体、メルファラン、クロランブシル）、エチレンイミン及びメチルメラミン（ヘキサメチルメラミン及びチオテパ）、スルホン酸アルキル-ブスルファン、ニトロソ尿素化合物 [カルムスチン（BCNU）及び類似体、ストレプトゾシン]、トラゼン-ダカルバジン（DTIC）などの抗増殖/細胞分裂阻止用アルキル化剤；葉酸類似体（メトトレキセート）、ピリミジン類似体 [フルオロウラシル、フロクスウリジン、及びシタラビン]、プリン類似体及び関連抑制剤（メルカプトプリン、チオグアニン、ペントスタチン、及び2-クロロデオキシ

アデノシン {クラドリピン}）などの抗増殖/細胞分裂阻止用代謝拮抗物質；白金配向複合物質（シスプラチン、カルボプラチン）、プロカルバジン、水酸化尿素、ミトタン、アミノグルテチミド；ホルモン（すなわち、エストロゲン）；抗凝固剤、合成ヘパリン塩、及びトロンビンの他の抑制剤）；繊維素溶解剤（組織プラスミノゲン活性化剤、ストレプトキナーゼ及びウロキナーゼなどの繊維素溶解剤）、アスピリン、ジピリダモール、チクロピジン、クロピドグレル、アブシキシマブ；アンチミグラトリ；分泌抑制薬 [ブレフェルジン（brevelin）]；副腎皮質ステロイド（コルチゾール、コルチゾン、フルドロコルチゾン、レドニゾン、プレドニゾン、6 . アルファ . -メチルプレドニゾン、トリアムシノロン、ベタメタゾン、及びデキサメタゾン）、非ステロイド剤（サリチル酸誘導体、すなわち、アスピリン；パラアミノフェノール誘導体、すなわち、アセトミノ

フェン）などの消炎剤；インドール及びインデンアセト酸（インドメタシン、スリンダク、及びエトドラク）、ヘテロアリールアセト酸（トルメチン、ジクロフェナク及びケトロラック）、アリールプロピオン酸（イブプロフェン及び誘導体）、アントラニル酸（メフェナム酸、及びメクロフェナム酸）、エノール酸（ピロキシカム、テノキシカム、フェニルブタゾン、及びオキシフェントラゾン）、ナブメトン、金化合物（オーラノフィン、オーロチオグルコース、金チオリンゴ酸ナトリウム）；免疫抑制剤 [サイクロスポリン、タクロリムス（FK-506）、シロリムス（ラパマイシン）、アザチオプリン、ミコフェノール酸モフェチル]；成長遮断剤：VEGF（Vascular Endothelial Growth Factor）、FGF（Fibroblast Growth Factor）；アンジオテンシンレセプター遮断剤；酸化窒素ドナー；アンチセンスオリ

20

30

40

50

ゴヌクレオチド及びその調合物；細胞周期抑制剤、mTOR抑制剤、及び/または成長因子信号形質導入キナーゼ抑制剤のうち一つ以上を含む（しかし、これらに限定されるものではない）治療剤を移送するために使われる。代案として、プロタミン硫酸塩またはカルシウム水酸化物などの凝固促進剤が使われる。内皮細胞がさらに血管縫合装置に追加される。

#### 【0271】

一つ以上の治療剤は多様な方式で、例えば、製作中に治療剤を装置ベース材料に混合する方法、治療剤を展開直前に適用する方法、または装置の展開以後に治療剤を適用する方法で装置に含まれる。一つ以上の治療剤が単一装置で使われる。移送特徴部は、長時間にかけてまたは速かに長所を提供するように構成される。移送特徴部は、安定的であってもよく、溶出性であってもよい。コーティング、材料、化合物、物質、治療剤などは、経時的にコーティングされた（または埋め込まれた）装置（または構成要素）から溶出され、周囲組織に流れ込む。特定実施形態において、移送特徴部は、一部の用例で少なくとも約3日間、他の用例で約7日～30日間及び/または一部の用例では、最大6ヶ月まで有効である。あらゆる望ましい実施形態、例えば、材料、特定寸法は、限定しようとする意図ではない。

10

#### 【0272】

##### IV. キット

前述したような血管縫合システムは、キットの形態で最終ユーザに販売される。前記キットは、一つ以上の展開器具及び一つ以上のクリップを備えるが、これらに限定されない複数の物品を備える。前記キットは、前述したような組織カッター及び組織拡張器をさらに備える。一部の実施形態において、前記キットは、クリップの代わりに、またはクリップ以外にも膨脹可能なプラグを備える。前記展開器具は、クリップまたはプラグが予備ローディングされ、または前記キットは、最終ユーザによる組立てを必要とする。一部の実施形態において、前記キットは、長い医療装置を備える。一部の実施形態において、前記キットは、針、ハイポチューブ、ガイドワイヤー、電極ワイヤー、静脈内ワイヤー、血管導入装置、カテーテル、腹腔鏡、内視鏡、套管針及びカニューレからなる群から選択される一つ以上の物品を備える。一部の実施形態において、前記キットは、組織へ移送するための化合物を含む。前記化合物は、硬化剤、抗生剤、及び消炎剤のうち一つ以上である。一部の実施形態において、前記キットは、1対のはさみ、メス、袋、注射器、止血器、潤滑剤、針、スネア、防腐剤または麻酔剤のうち一つ以上の任意の物品を備える。前記キットの構成要素は、使い捨てまたは複数回用に構成及び意図される。

20

30

#### 【0273】

キットは、キットを展開して刺傷または銃傷などの衝撃外傷の結果として出血のある血管（動脈または静脈）、器官及び/または他の組織からの出血を速かに中止させるか、または顕著に低減させるように構成される。したがって、前記装置は、多様な用例のためにそのサイズが決定されるように構成される。

#### 【0274】

本発明の望ましい実施形態行が本明細書に図示及び説明されているが、これらの実施形態は単に例として提示されたものであるということは、当業者に明らかである。複数の変形、変更及び代替は、本発明から逸脱しない範囲で当業者に可能である。本明細書で説明される本発明の実施形態についての多様な代案が、本発明の実施に際して採用されるということを理解せねばならない。特許請求の範囲は本発明の範囲を限定し、これら請求範囲及びその対応範囲に属する方法及び構造がそれに含まれている。

40

【 図 1 】

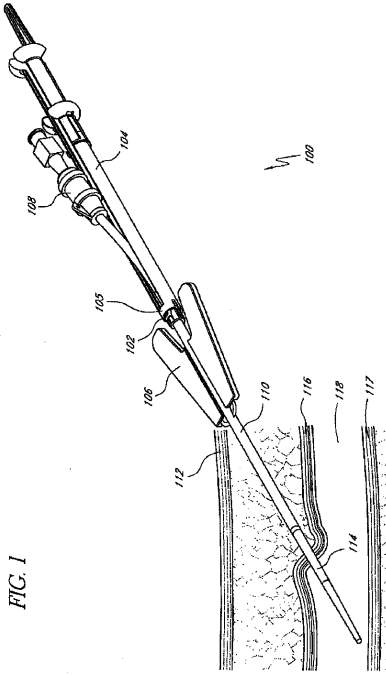


FIG. 1

【 図 2 】

FIG. 2

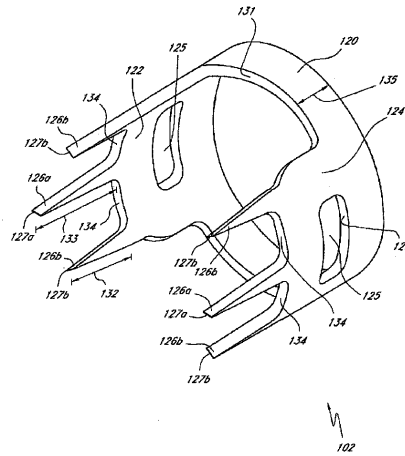


FIG. 2

【 図 3 】

FIG. 3

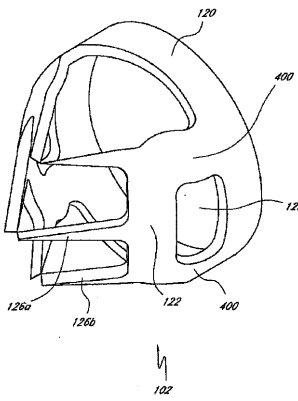


FIG. 3

【 図 4 】

FIG. 4

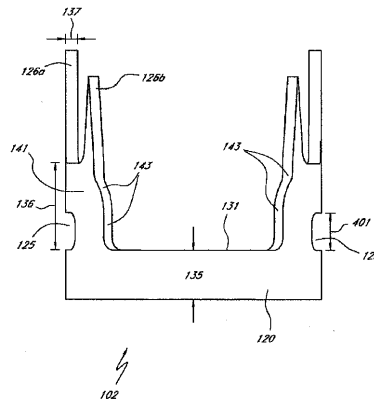


FIG. 4

【 図 5 】

FIG. 5

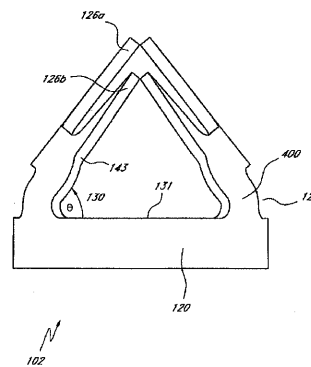
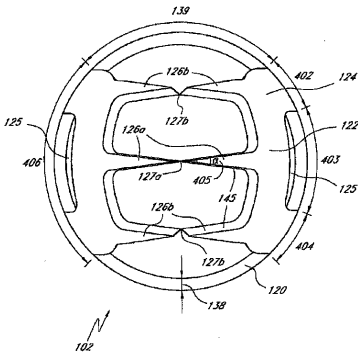


FIG. 5

【 図 6 】

FIG. 6



【 図 7 】

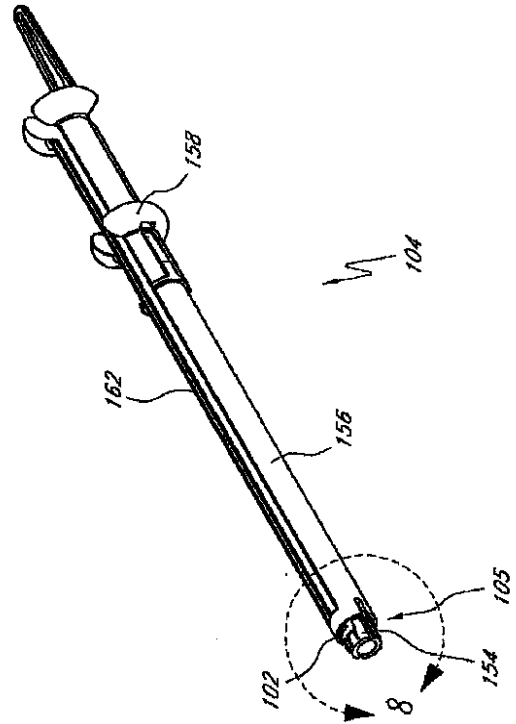
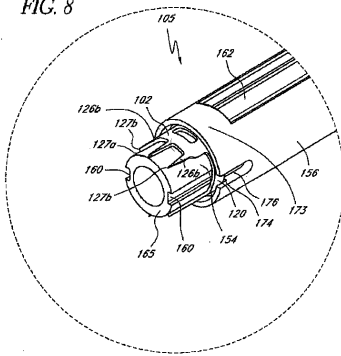


FIG. 7

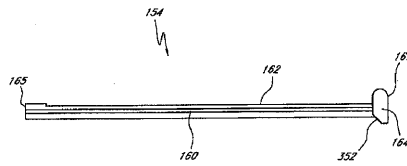
【 図 8 】

FIG. 8



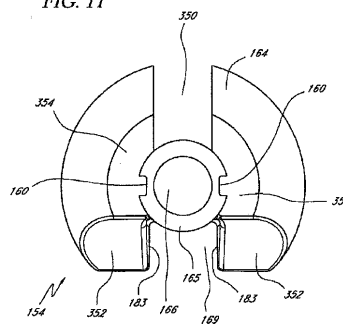
【 図 10 】

FIG. 10



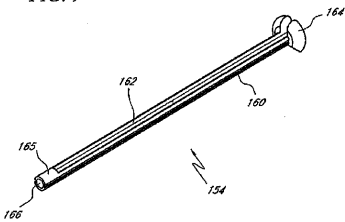
【 図 11 】

FIG. 11



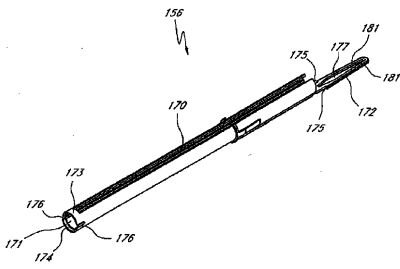
【 図 9 】

FIG. 9



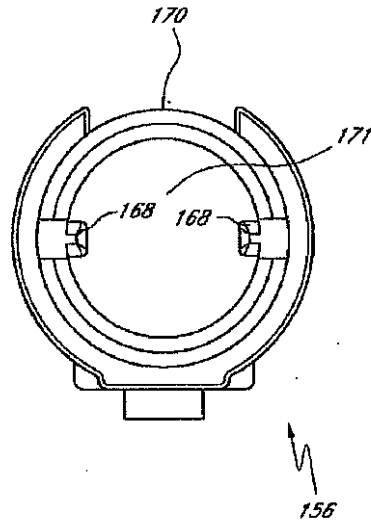
【 図 1 2 】

FIG. 12



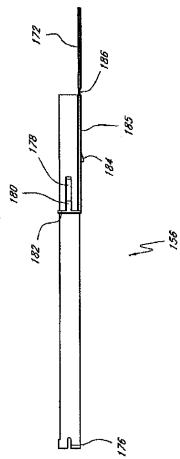
【 図 1 3 】

FIG. 13



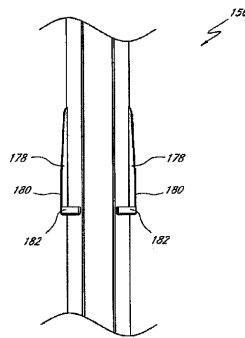
【 図 1 4 】

FIG. 14



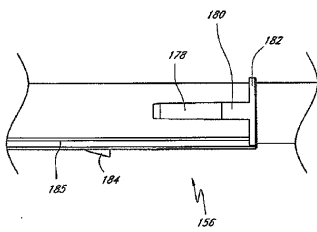
【 図 1 6 】

FIG. 16



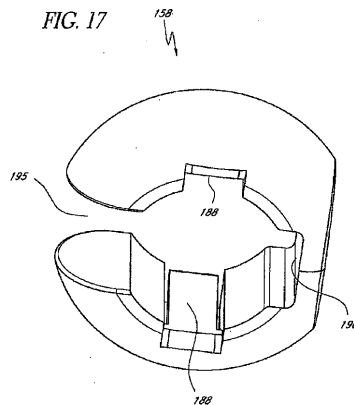
【 図 1 5 】

FIG. 15



【 図 1 7 】

FIG. 17



【 図 18 】

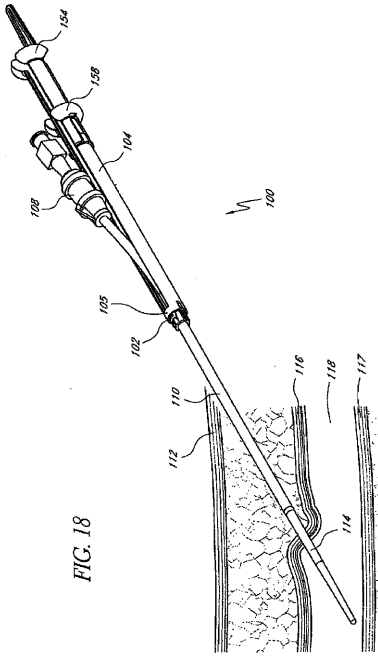


FIG. 18

【 図 19 】

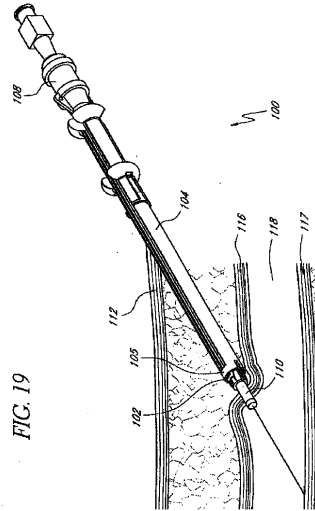


FIG. 19

【 図 20 】

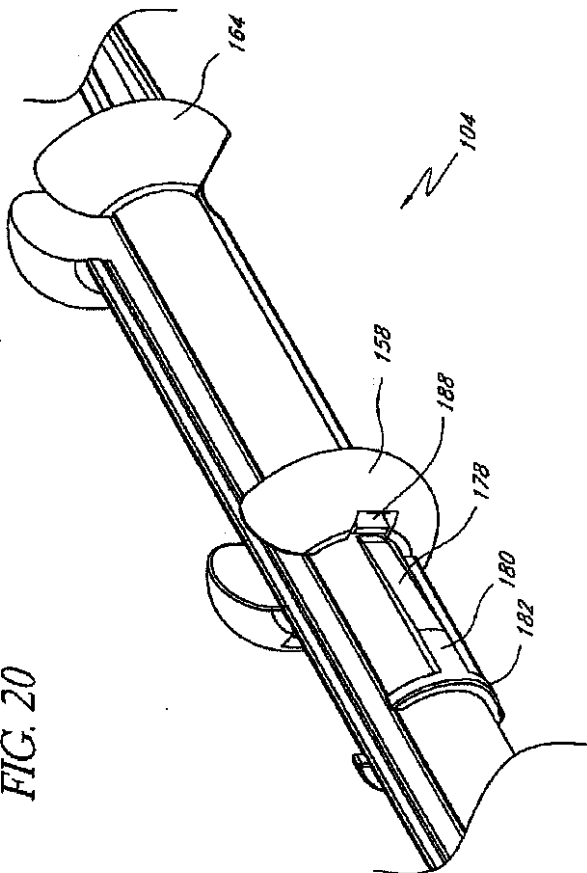


FIG. 20

【 図 21 】

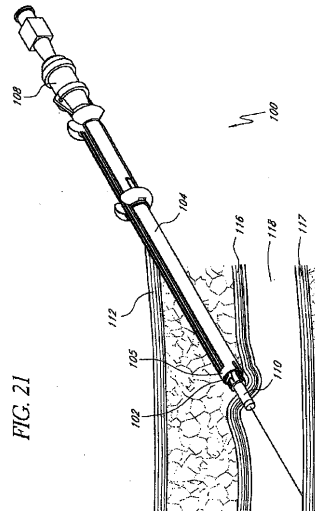


FIG. 21

【 図 22 】

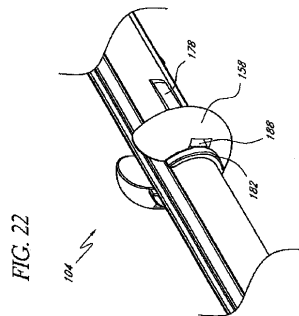


FIG. 22

【 図 2 3 】

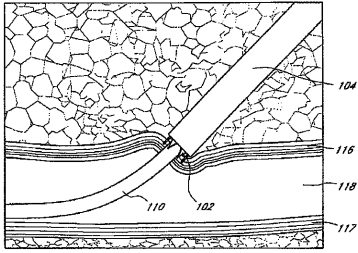


FIG. 23

【 図 2 4 】

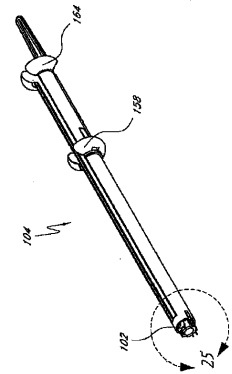
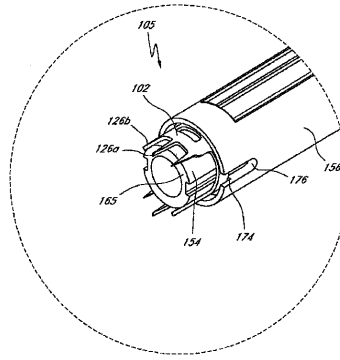


FIG. 24

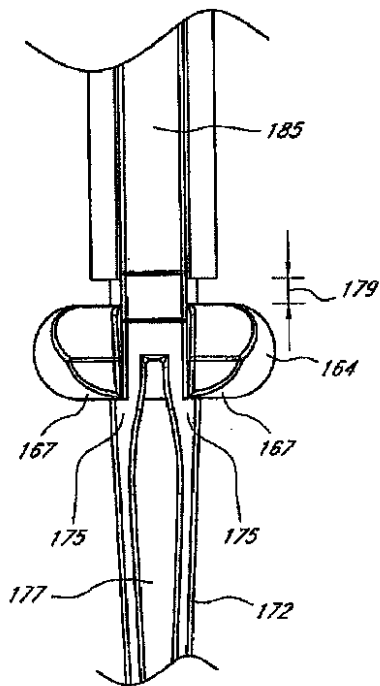
【 図 2 5 】

FIG. 25



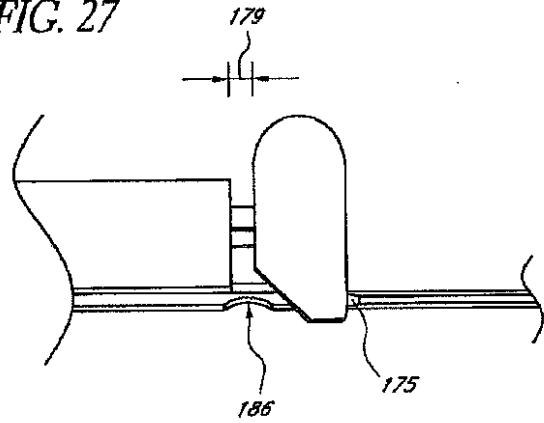
【 図 2 6 】

FIG. 26



【 図 2 7 】

FIG. 27



【 図 2 8 】

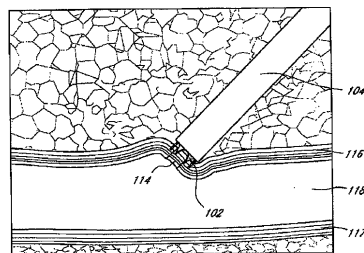
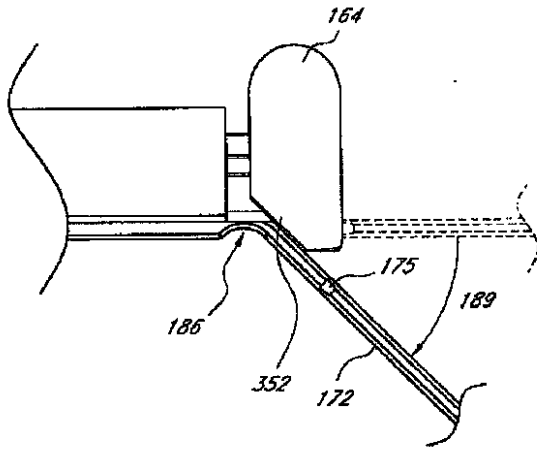


FIG. 28

【 図 2 9 】

FIG. 29



【 図 3 0 】

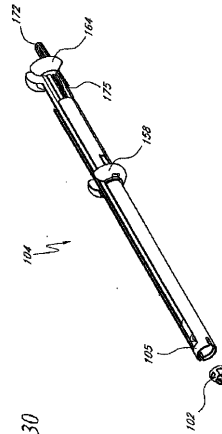


FIG. 30

【 図 3 1 】

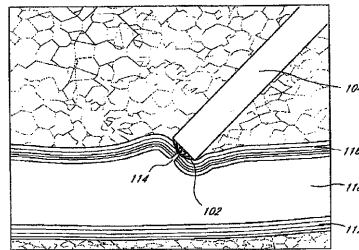


FIG. 31

【 図 3 2 】

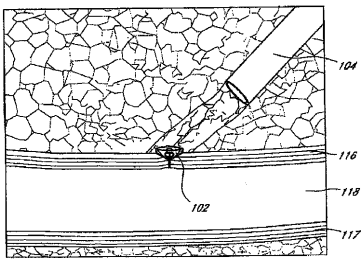


FIG. 32

【 図 3 4 】

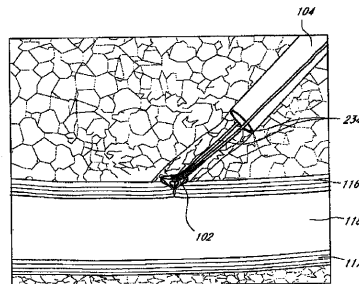


FIG. 34

【 図 3 3 】

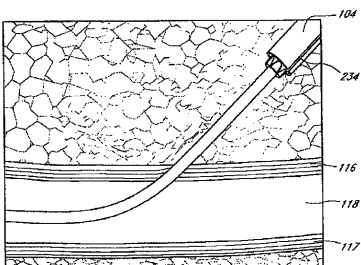


FIG. 33

【 図 3 5 】

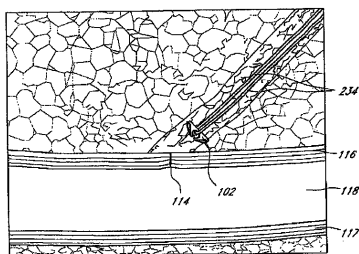


FIG. 35

【 図 3 6 】

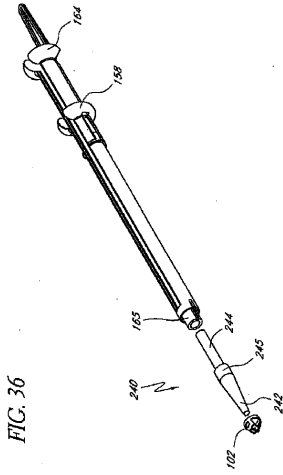


FIG. 36

【 図 3 7 】

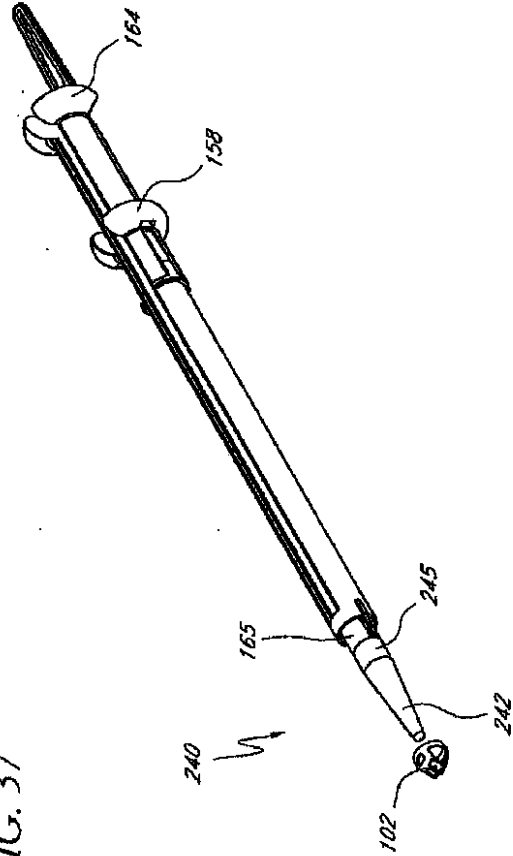


FIG. 37

【 図 3 8 】

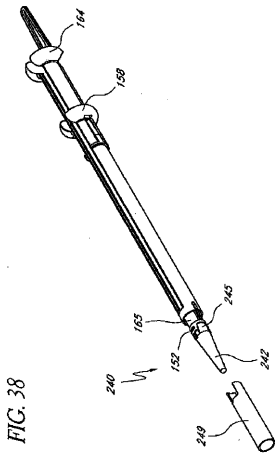


FIG. 38

【 図 3 9 】

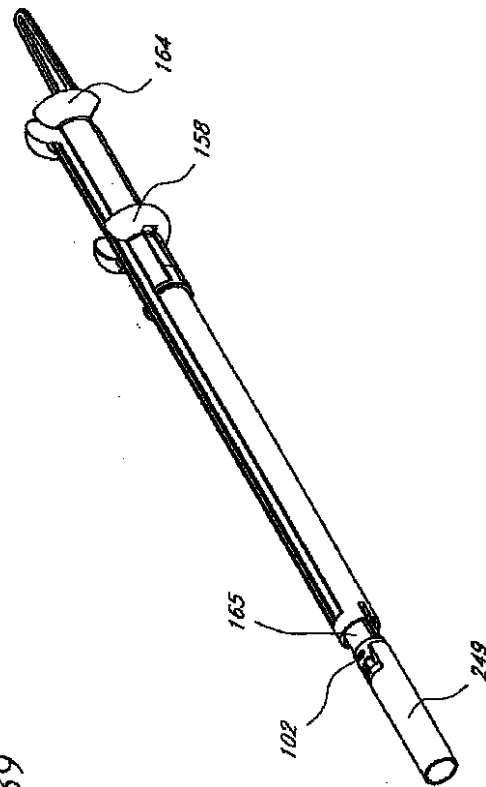
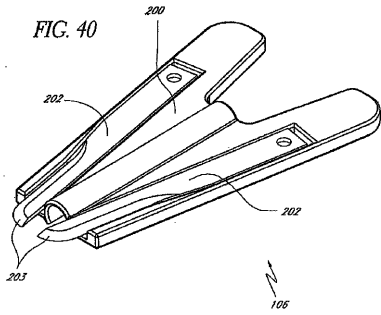
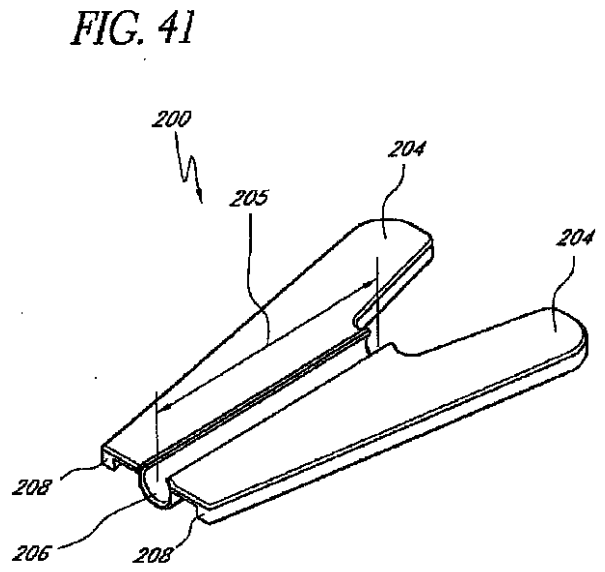


FIG. 39

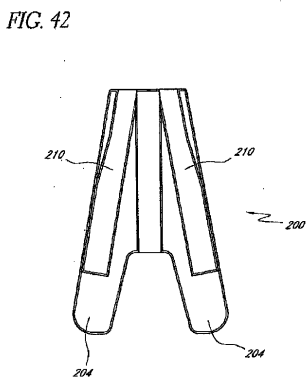
【 図 4 0 】



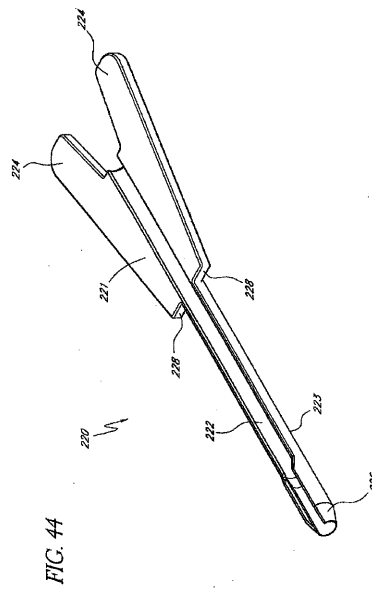
【 図 4 1 】



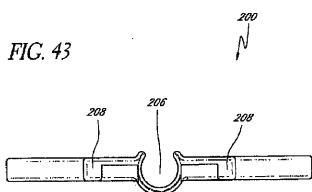
【 図 4 2 】



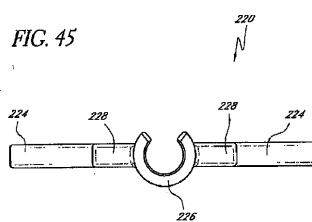
【 図 4 4 】



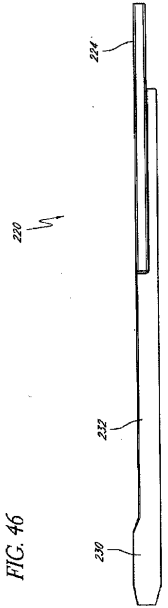
【 図 4 3 】



【 図 4 5 】

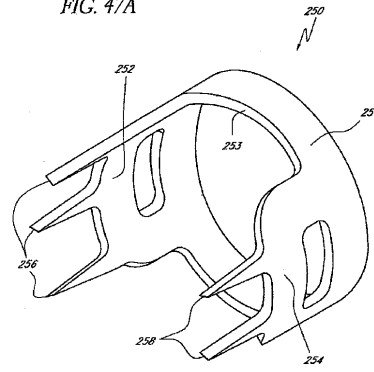


【 図 4 6 】



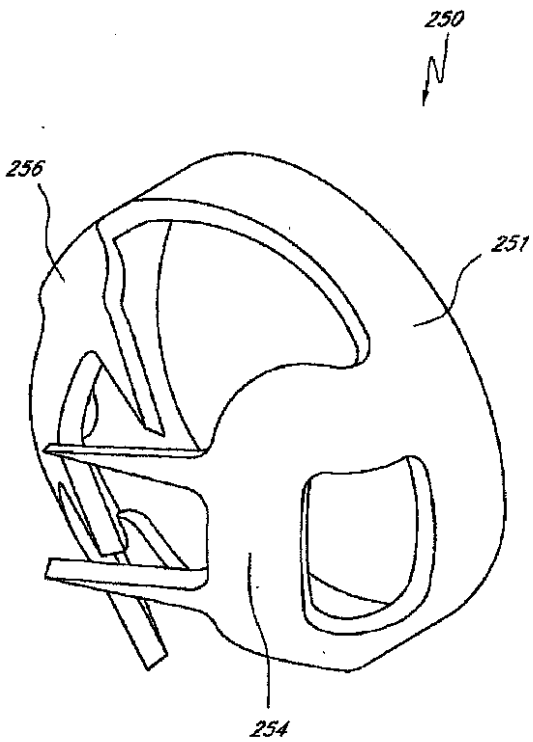
【 図 4 7 A 】

FIG. 47A



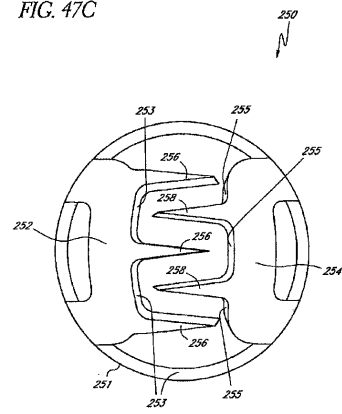
【 図 4 7 B 】

FIG. 47B



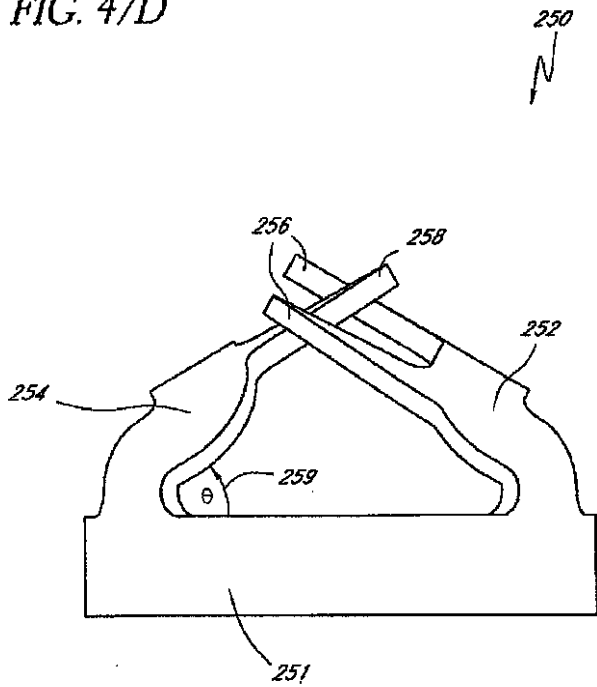
【 図 4 7 C 】

FIG. 47C



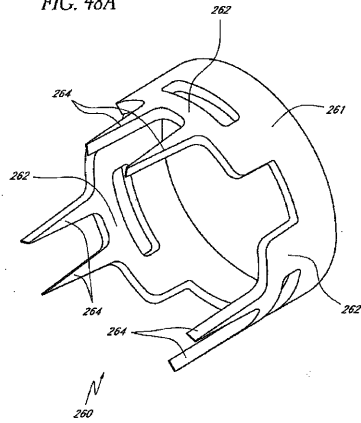
【図 47D】

FIG. 47D



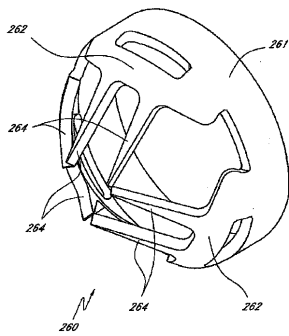
【図 48A】

FIG. 48A



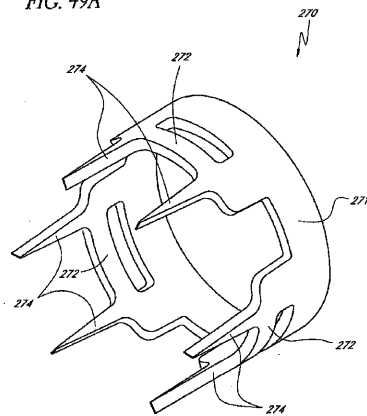
【図 48B】

FIG. 48B



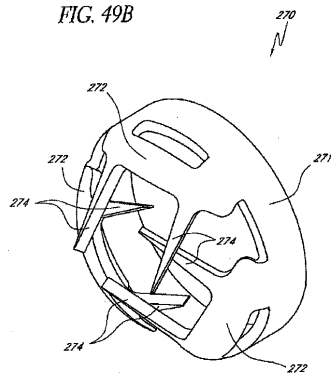
【図 49A】

FIG. 49A



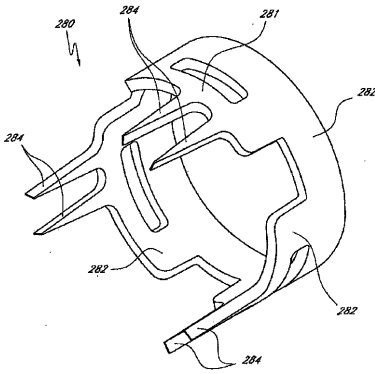
【図 49B】

FIG. 49B



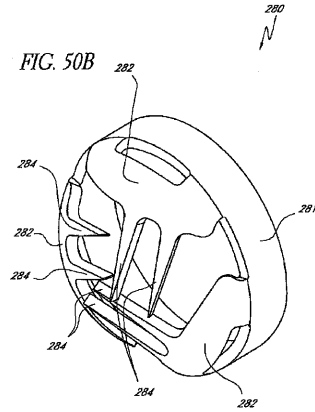
【図50A】

FIG. 50A



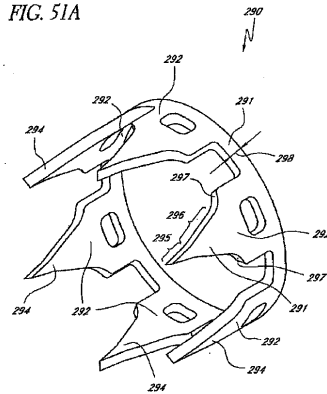
【図50B】

FIG. 50B



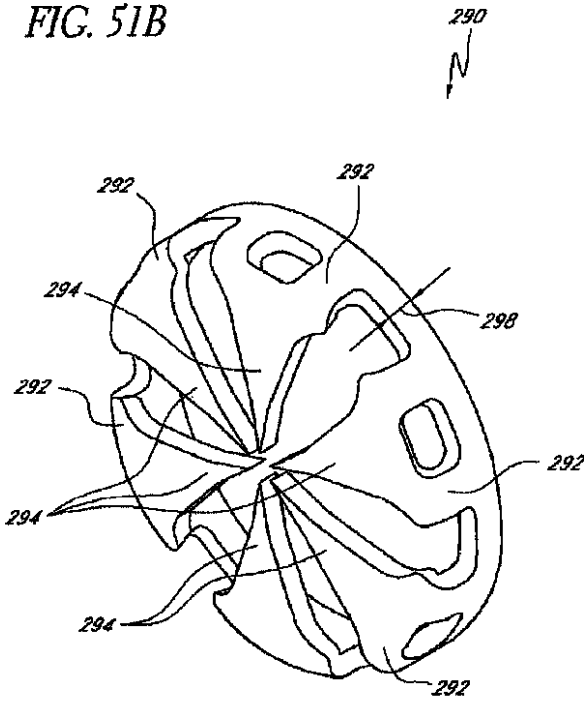
【図51A】

FIG. 51A



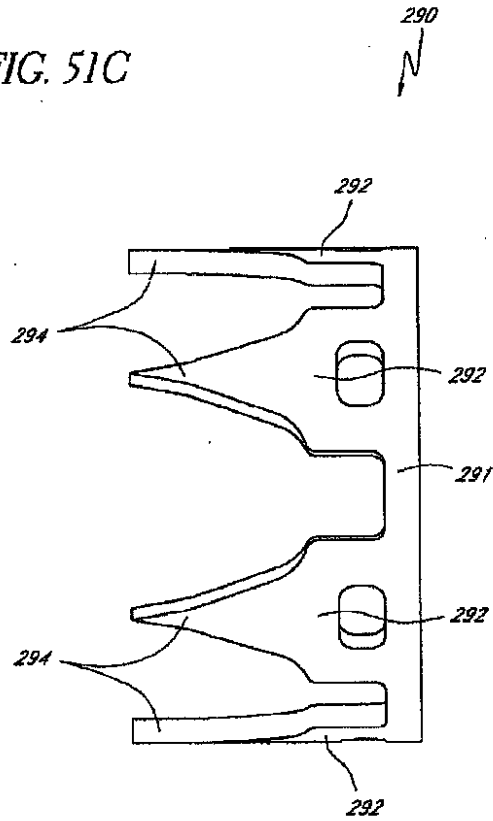
【図51B】

FIG. 51B



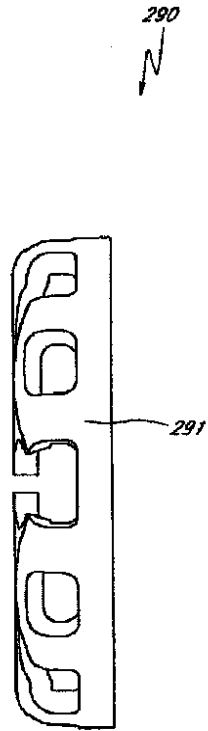
【図51C】

FIG. 51C



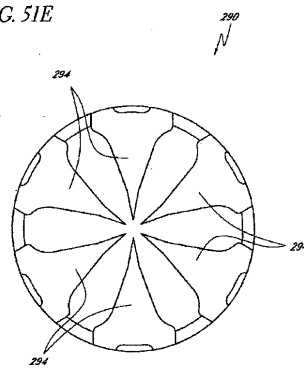
【 図 5 1 D 】

FIG. 51D



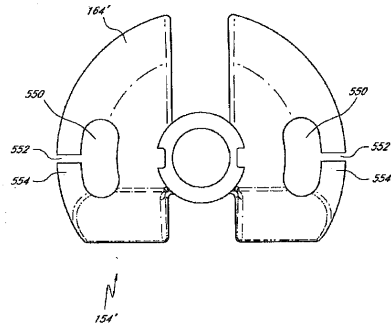
【 図 5 1 E 】

FIG. 51E



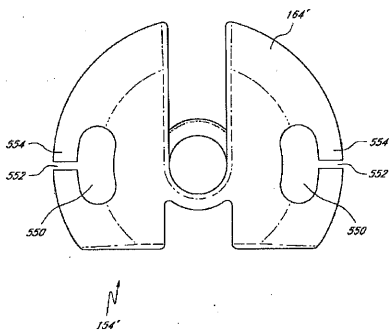
【 図 5 4 】

FIG. 54



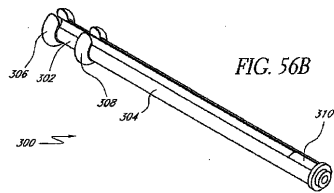
【 図 5 5 】

FIG. 55



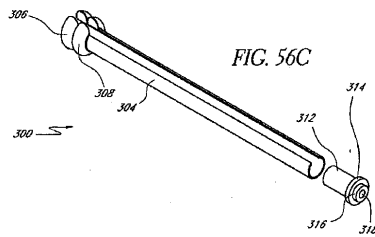
【 図 5 6 B 】

FIG. 56B



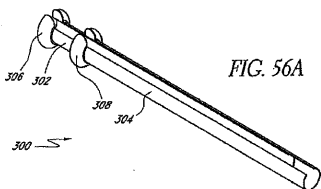
【 図 5 6 C 】

FIG. 56C



【 図 5 6 A 】

FIG. 56A



【 図 5 7 】

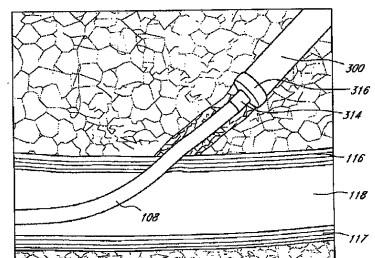


FIG. 57

【 図 5 8 】

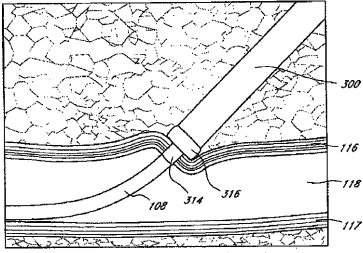


FIG. 58

【 図 5 9 】

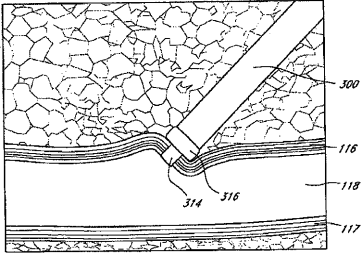


FIG. 59

【 図 6 0 】

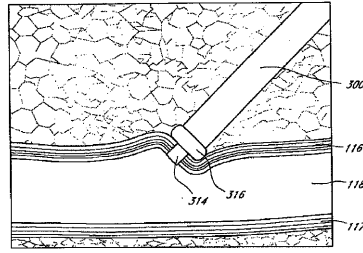


FIG. 60

【 図 6 1 】

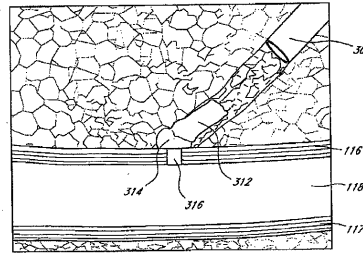


FIG. 61

【 図 6 2 】

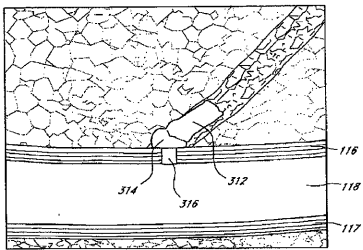


FIG. 62

【 図 6 3 】

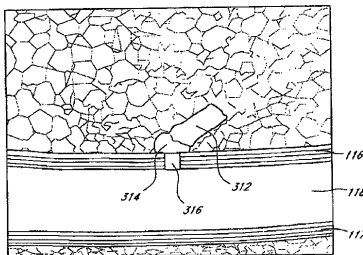


FIG. 63

【 図 6 4 A 】

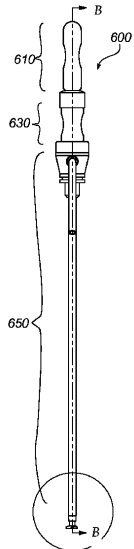


FIG. 64A

【 図 6 4 B 】

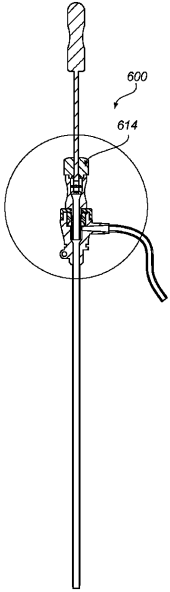


FIG. 64B

【 図 6 4 C 】

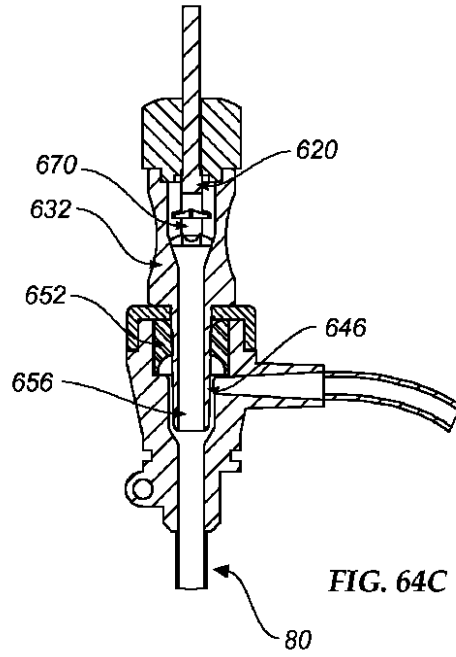


FIG. 64C

【 図 6 4 D 】

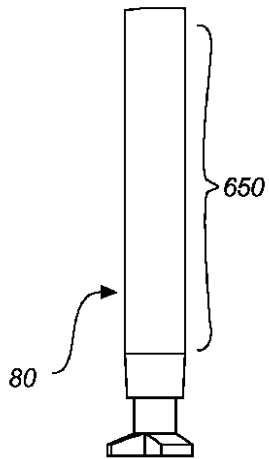


FIG. 64D

【 図 6 4 E 】

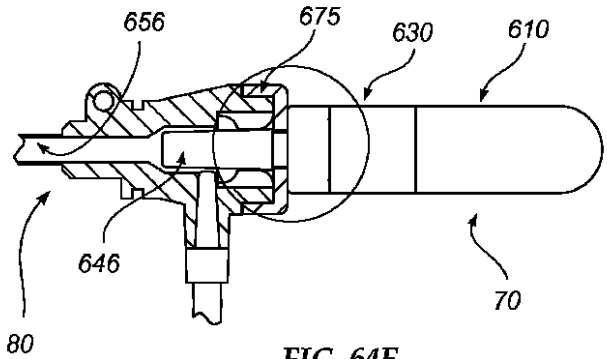


FIG. 64E

【 図 6 4 F 】

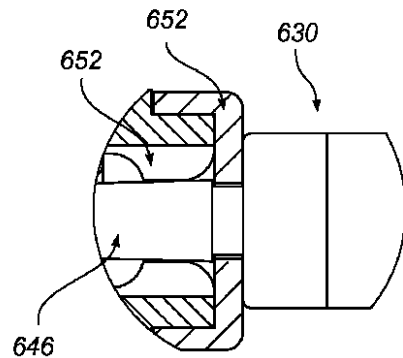


FIG. 64F

【 図 6 4 G 】

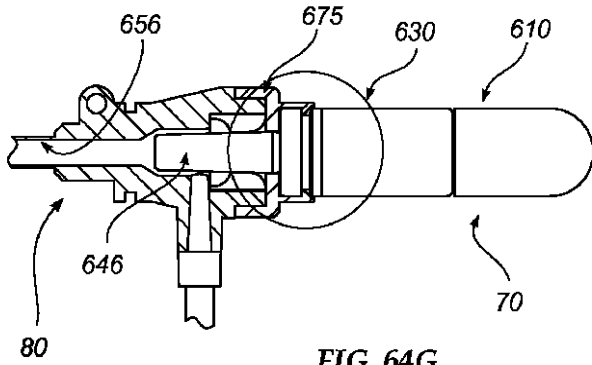


FIG. 64G

【 図 6 5 A 】

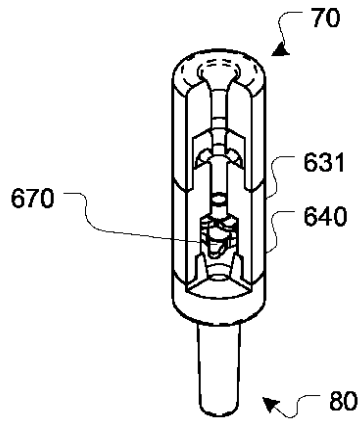


FIG. 65A

【 図 6 4 H 】

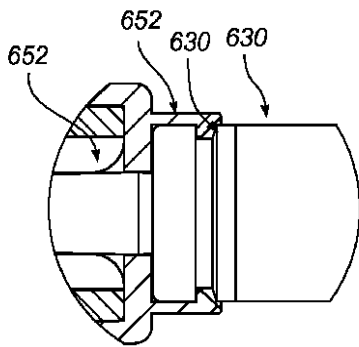


FIG. 64H

【 図 6 5 B 】

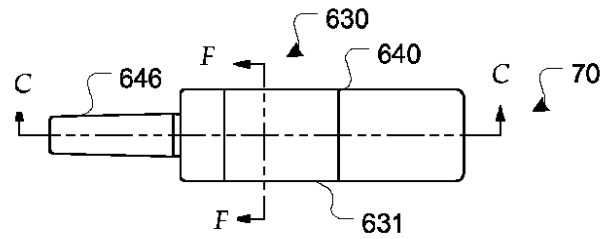


FIG. 65B

【 図 6 5 C 】

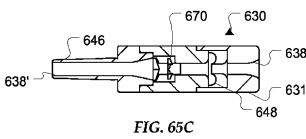


FIG. 65C

【 図 6 5 F 】

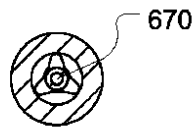


FIG. 65F

【 図 6 5 D 】

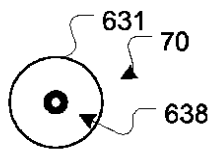


FIG. 65D

【 図 6 5 G 】

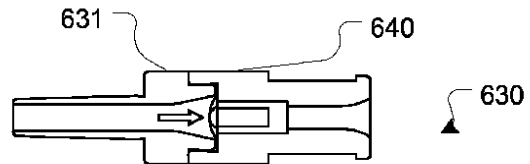


FIG. 65G

【 図 6 5 E 】

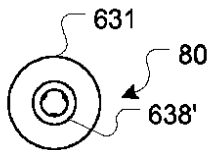


FIG. 65E

【 図 6 6 A 】

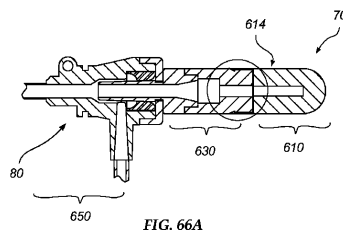


FIG. 66A

【 図 6 6 B 】

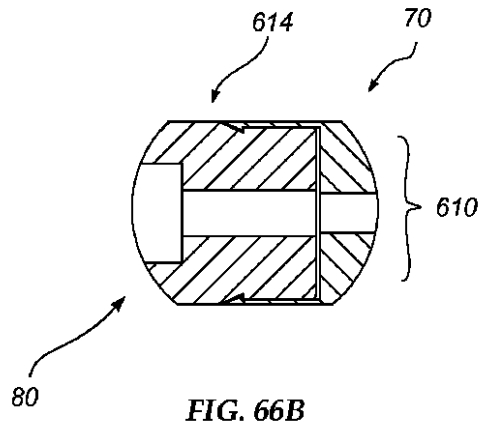


FIG. 66B

【 図 6 6 D 】

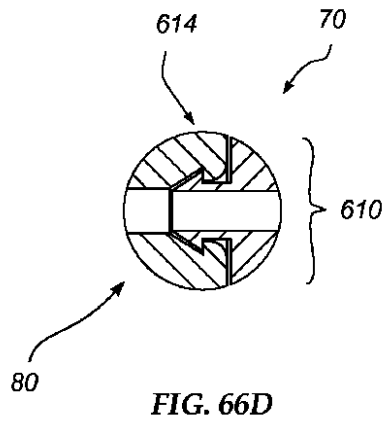


FIG. 66D

【 図 6 6 C 】

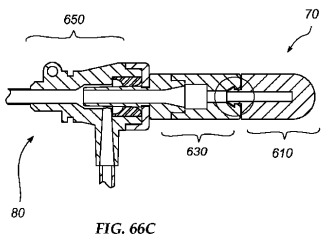


FIG. 66C

【 図 6 7 A 】

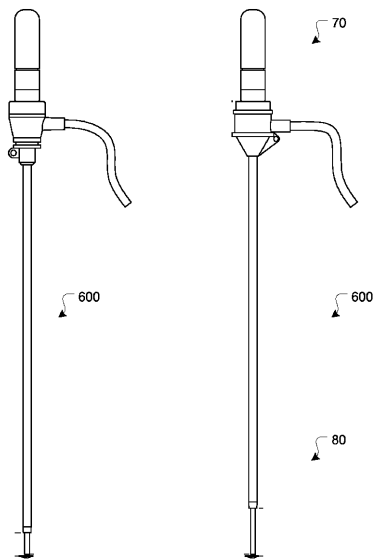


FIG. 67A

【 図 6 7 C 】

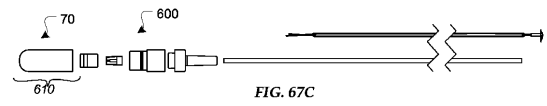


FIG. 67C

【 図 6 7 D 】

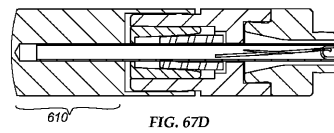


FIG. 67D

【 図 6 7 E 】

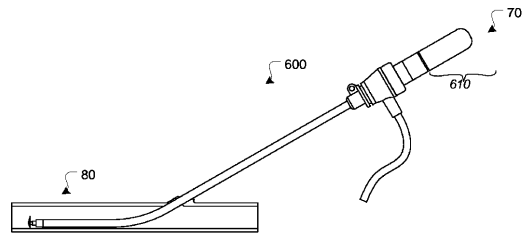


FIG. 67E

【 図 6 7 B 】

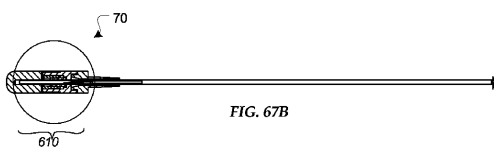


FIG. 67B

【 図 6 8 A 】



FIG. 68A

【 図 6 8 B 】

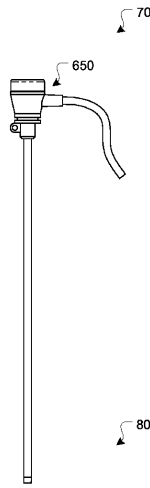


FIG. 68B

【 図 6 9 A 】

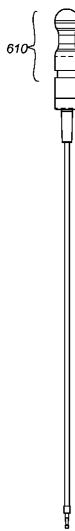


FIG. 69A

【 図 6 9 B 】

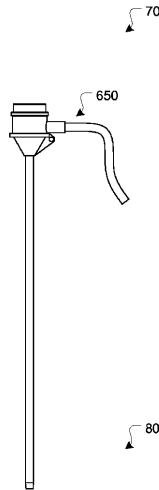


FIG. 69B

【 図 7 0 A 】

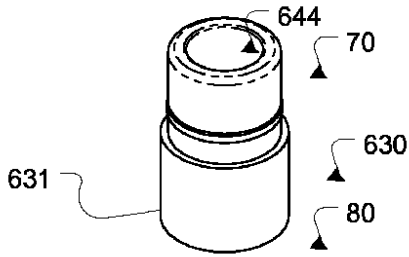


FIG. 70A

【 図 7 0 C 】

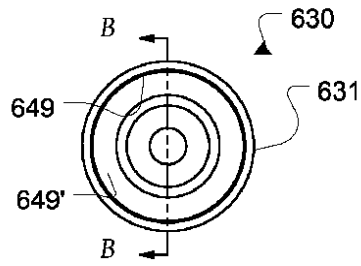


FIG. 70C

【 図 7 0 B 】

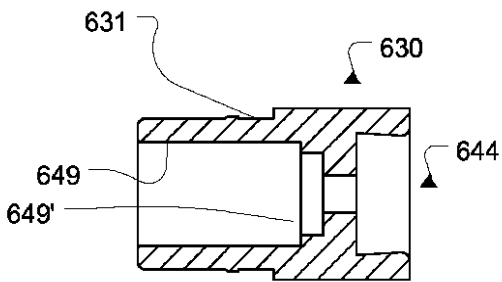


FIG. 70B

【 図 7 0 D 】

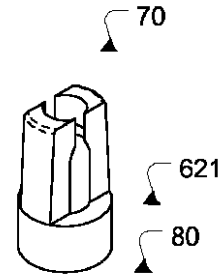


FIG. 70D

【 図 7 0 E 】

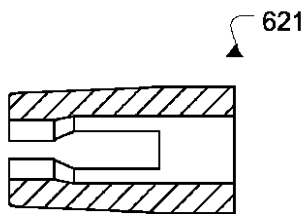


FIG. 70E

【 図 7 0 G 】

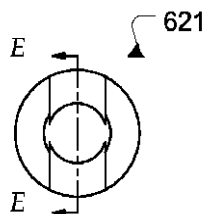


FIG. 70G

【 図 7 0 F 】

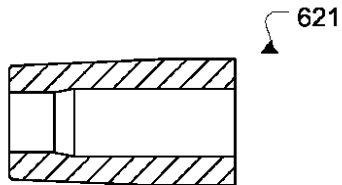


FIG. 70F

【 図 7 1 A 】

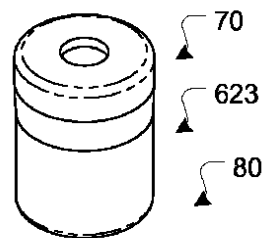


FIG. 71A

【 図 7 1 B 】

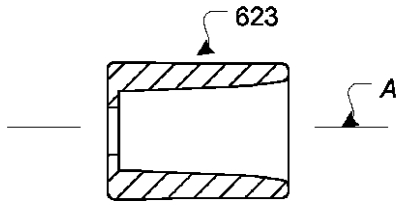


FIG. 71B

【 図 7 1 C 】

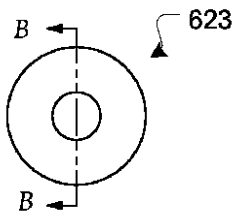


FIG. 71C

【 図 7 2 A 】

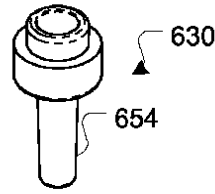


FIG. 72A

【 図 7 2 B 】

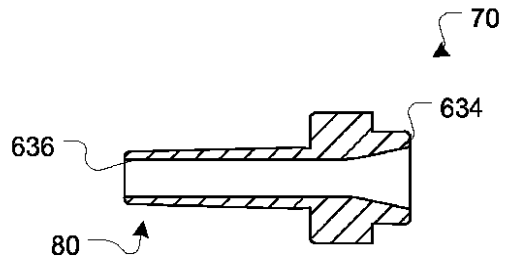


FIG. 72B

【 図 7 2 C 】

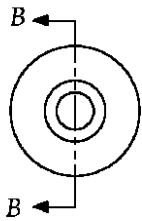


FIG. 72C

【 図 7 2 E 】

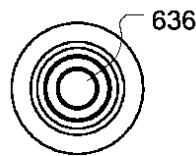


FIG. 72E

【 図 7 2 D 】

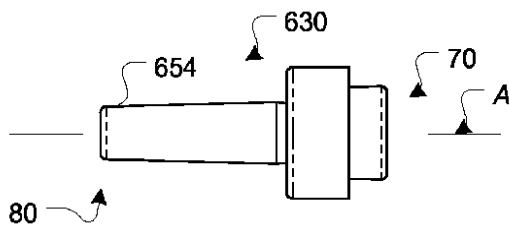


FIG. 72D

【 図 7 3 A 】

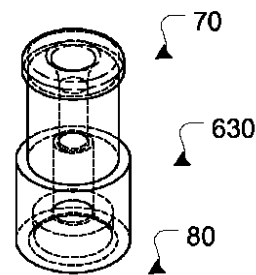


FIG. 73A

【 図 7 3 b 】

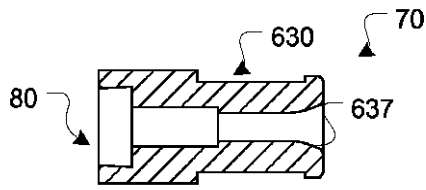


FIG. 73b

【 図 7 3 D 】

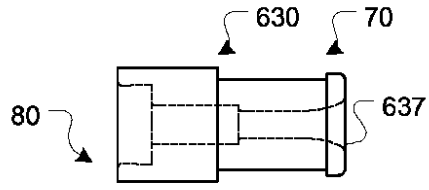


FIG. 73D

【 図 7 3 C 】

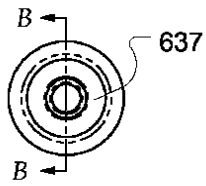


FIG. 73C

【 図 7 3 E 】

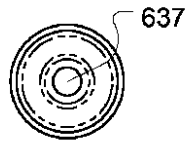


FIG. 73E

【 図 7 4 A 】

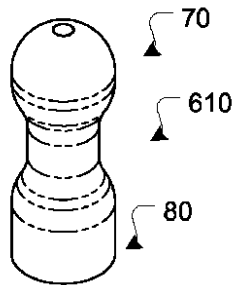


FIG. 74A

【 図 7 4 C 】

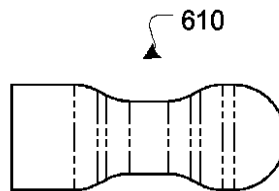


FIG. 74C

【 図 7 4 B 】

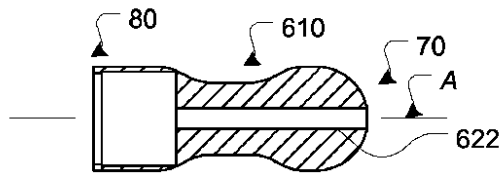


FIG. 74B

【 図 7 4 D 】

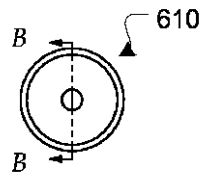


FIG. 74D

【 図 7 5 A 】

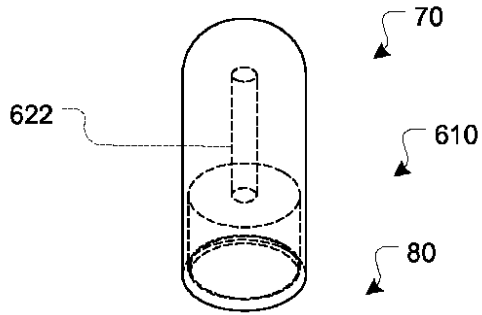


FIG. 75A

【 図 7 5 B 】

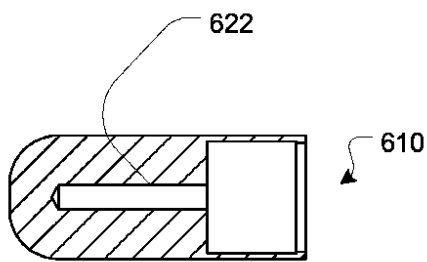


FIG. 75B

【 図 7 5 C 】

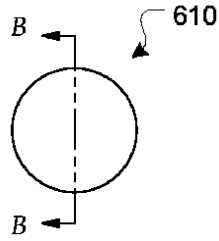


FIG. 75C

【 図 7 6 A 】

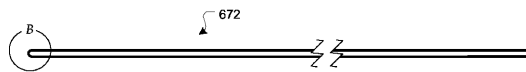


FIG. 76A

【 図 7 6 B 】

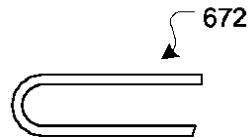
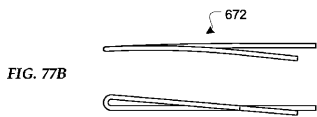


FIG. 76B

【 図 7 7 A 】



【 図 7 7 B 】



【 図 7 8 B 】

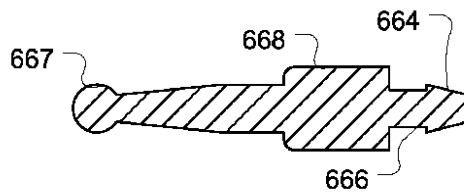


FIG. 78B

【 図 7 8 A 】

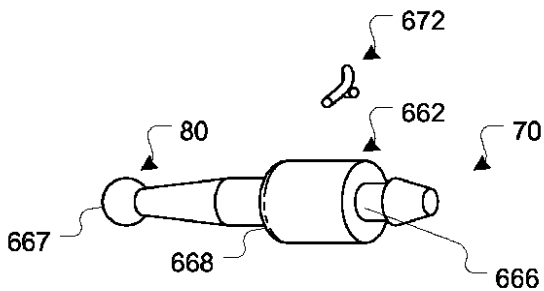


FIG. 78A

【 図 7 8 C 】

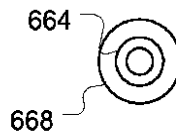


FIG. 78C

【 図 7 8 D 】

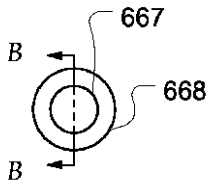


FIG. 78D

【 図 7 8 E 】

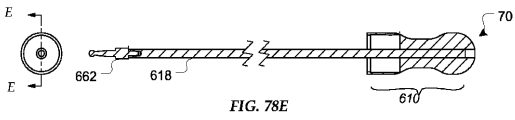


FIG. 78E

【 図 7 9 A 】

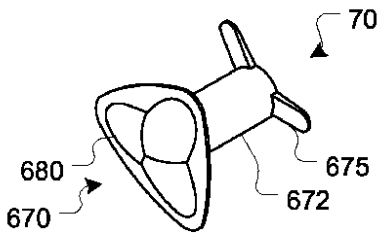


FIG. 79A

【 図 7 9 D 】

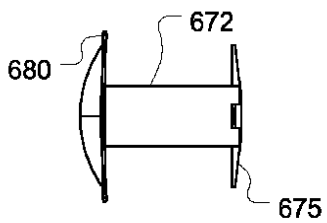


FIG. 79D

【 図 7 9 E 】

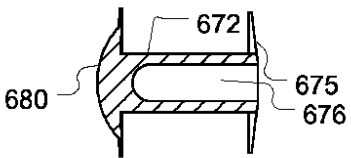


FIG. 79E

【 図 7 9 B 】

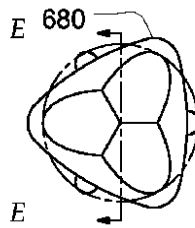


FIG. 79B

【 図 7 9 C 】

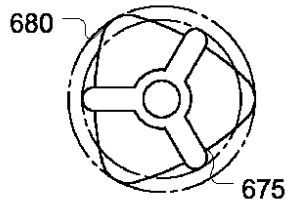


FIG. 79C

【 図 7 9 F 】

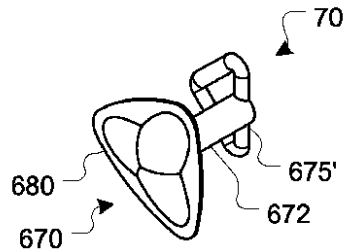


FIG. 79F

【 図 7 9 G 】

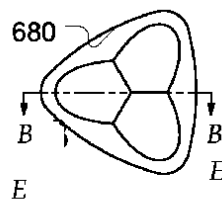


FIG. 79G

【 図 7 9 H 】

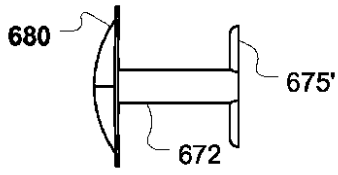


FIG. 79H

【 図 7 9 J 】

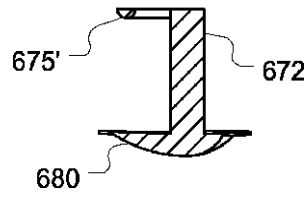


FIG. 79J

【 図 7 9 I 】

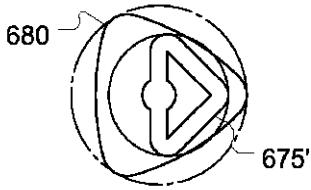


FIG. 79I

【 図 8 0 A 】

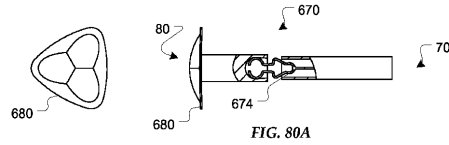


FIG. 80A

【 図 8 0 B 】

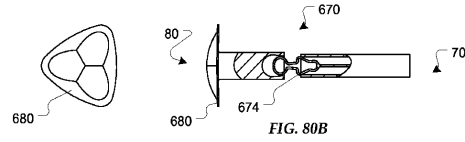


FIG. 80B

【 図 8 0 C 】

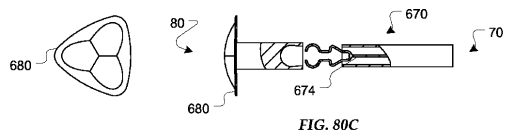


FIG. 80C

【 図 8 1 A 】

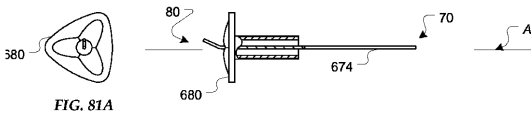


FIG. 81A

【 図 8 1 F 】

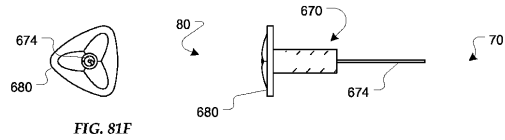


FIG. 81F

【 図 8 1 B 】

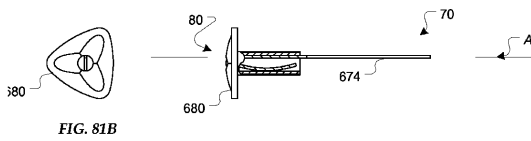


FIG. 81B

【 図 8 1 G 】

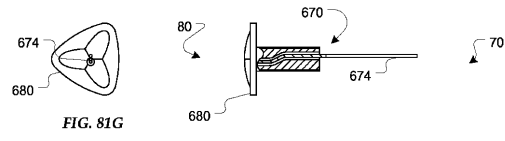


FIG. 81G

【 図 8 1 C 】

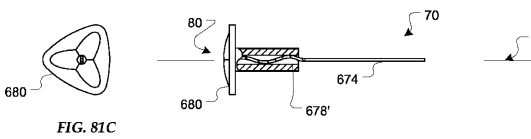


FIG. 81C

【 図 8 1 H 】

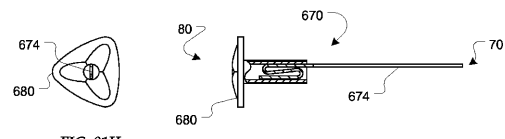


FIG. 81H

【 図 8 1 D 】

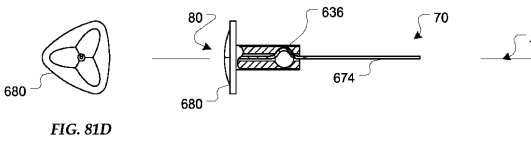


FIG. 81D

【 図 8 1 I 】

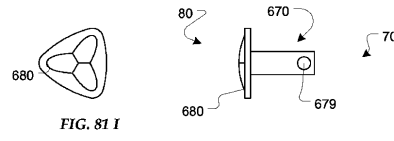


FIG. 81I

【 図 8 1 E 】

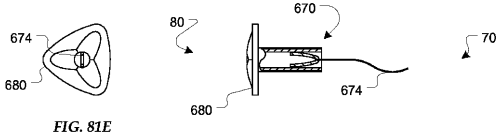


FIG. 81E

【 図 8 1 J 】

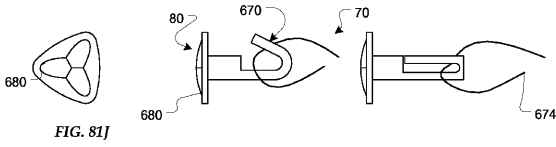


FIG. 81J

【 図 8 1 K 】

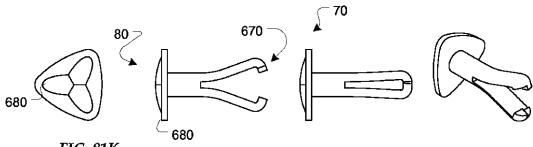


FIG. 81K

【 図 8 1 L 】

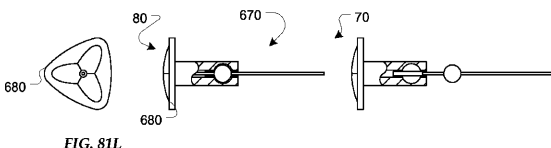


FIG. 81L

【 図 8 1 M 】

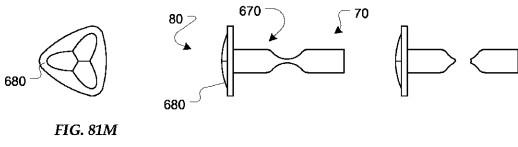


FIG. 81M

【 図 8 3 B 】

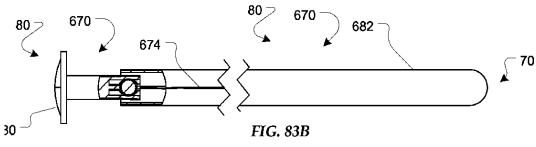


FIG. 83B

【 図 8 3 C 】

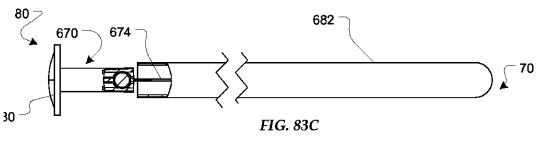


FIG. 83C

【 図 8 3 D 】

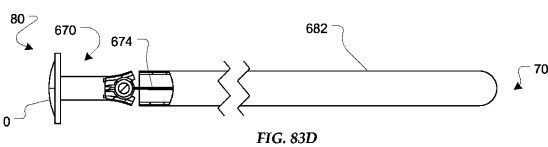


FIG. 83D

【 図 8 4 A 】

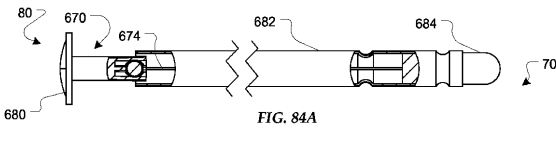


FIG. 84A

【 図 8 4 B 】

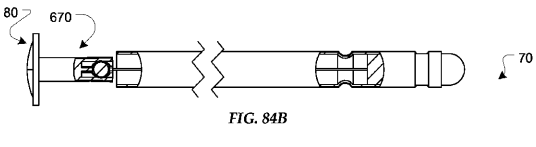


FIG. 84B

【 図 8 1 N 】

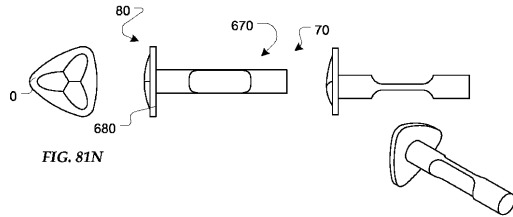


FIG. 81N

【 図 8 2 A 】

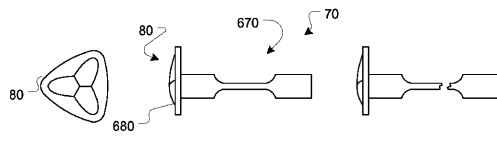


FIG. 82A

【 図 8 2 B 】

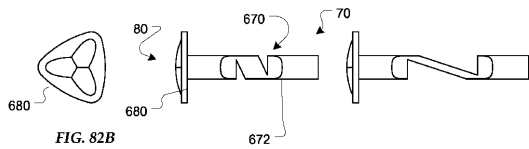


FIG. 82B

【 図 8 3 A 】

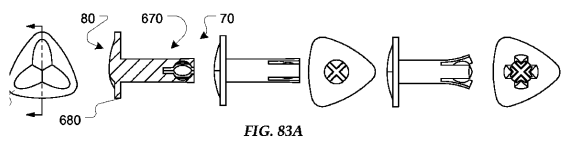


FIG. 83A

【 図 8 4 C 】

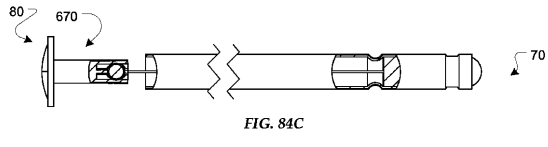


FIG. 84C

【 図 8 4 D 】

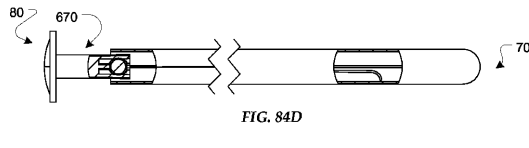


FIG. 84D

【 図 8 5 A 】

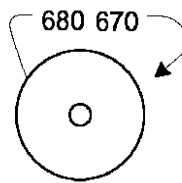


FIG. 85A

【 図 8 5 B 】

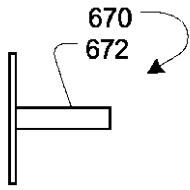


FIG. 85B

【 図 8 5 C 】

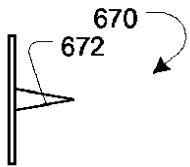


FIG. 85C

【 図 8 5 D 】

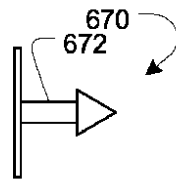


FIG. 85D

【 図 8 5 E 】

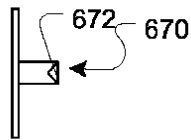


FIG. 85E

【 図 8 5 F 】

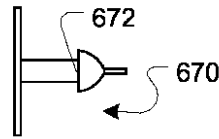


FIG. 85F

【 図 8 5 G 】

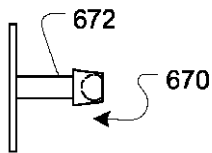


FIG. 85G

【 図 8 5 J 】

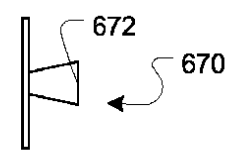


FIG. 85J

【 図 8 5 H 】

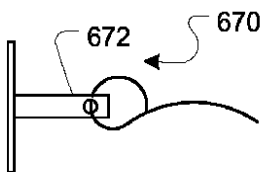


FIG. 85H

【 図 8 5 K 】

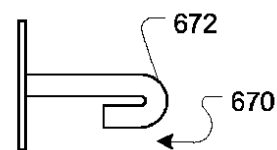


FIG. 85K

【 図 8 5 I 】

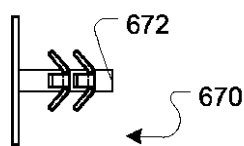


FIG. 85I

【 図 8 5 L 】

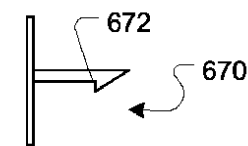


FIG. 85L

【 図 8 5 M 】

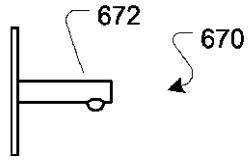


FIG. 85M

【 図 8 5 P 】

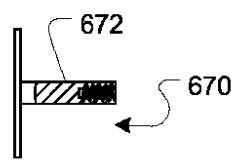


FIG. 85P

【 図 8 5 N 】

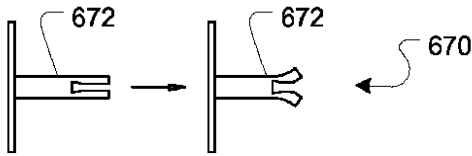


FIG. 85N

【 図 8 5 Q 】

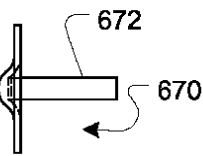


FIG. 85Q

【 図 8 5 O 】

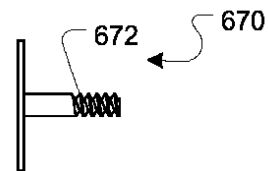


FIG. 85O

【 図 8 5 R 】

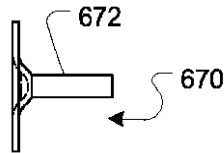


FIG. 85R

【 図 8 6 A 】

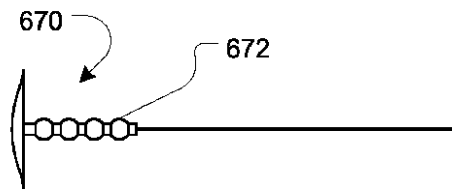


FIG. 86A

【 図 8 6 C 】

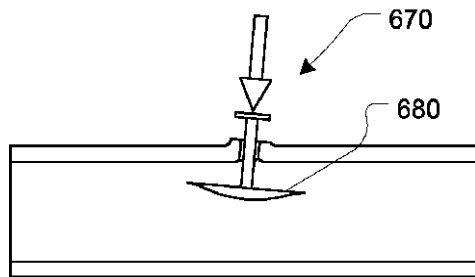


FIG. 86C

【 図 8 6 B 】

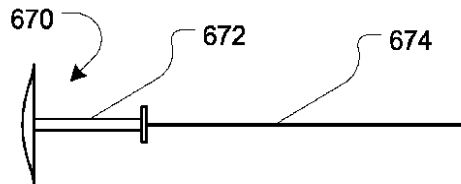


FIG. 86B

【 図 8 6 D 】

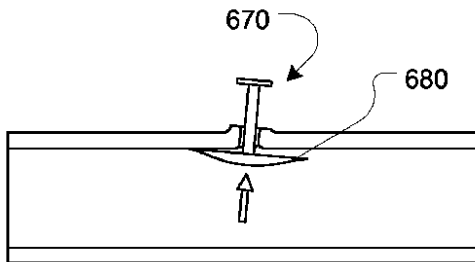


FIG. 86D

【 図 8 6 E 】

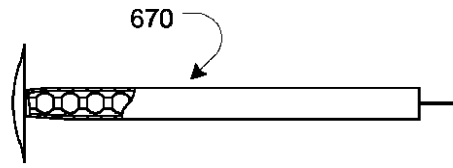


FIG. 86E

【 図 8 7 A 】

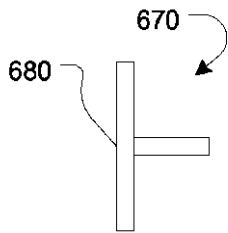


FIG. 87A

【 図 8 7 B 】

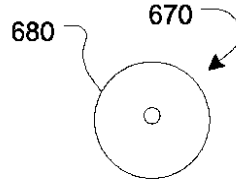


FIG. 87B

【 図 8 8 A 】

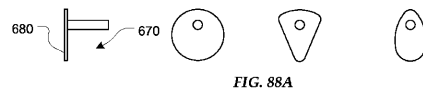


FIG. 88A

【 図 8 8 B 】

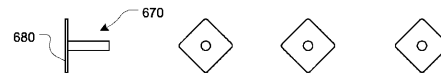


FIG. 88B

【 図 8 8 C 】



FIG. 88C

【 図 8 8 D 】

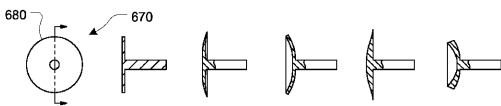


FIG. 88D

【 図 8 8 E 】

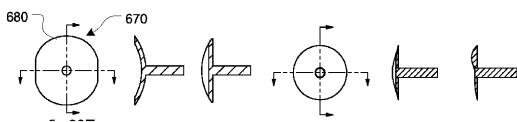


FIG. 88E

【 図 8 8 F 】

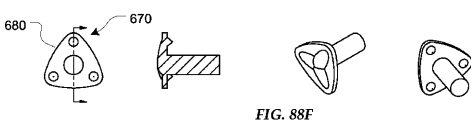


FIG. 88F

【 図 8 9 A 】

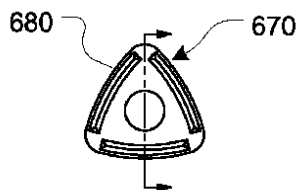


FIG. 89A

【 図 8 9 B 】



FIG. 89B

【 図 8 9 C 】

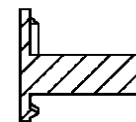


FIG. 89C

【 図 8 9 D 】

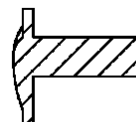


FIG. 89D

【 図 89 E 】

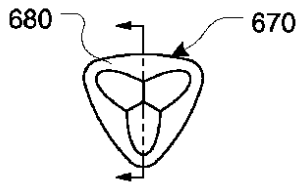


FIG. 89E

【 図 89 F 】

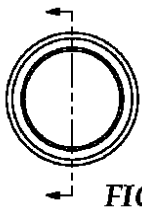


FIG. 89F

【 図 89 G 】

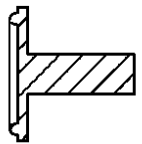


FIG. 89G

【 図 90 D 】

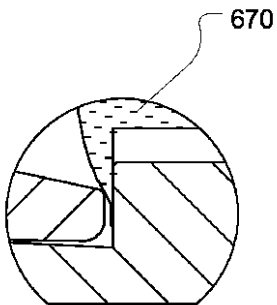


FIG. 90D

【 図 90 E 】

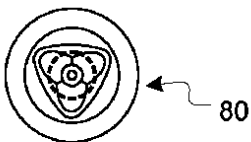


FIG. 90E

【 図 91 A 】

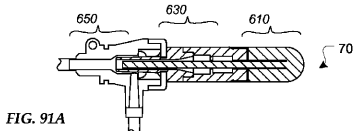


FIG. 91A

【 図 90 A 】

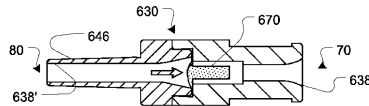


FIG. 90A

【 図 90 B 】

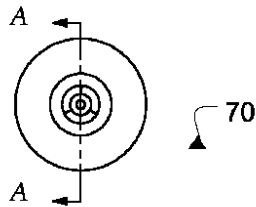


FIG. 90B

【 図 90 C 】

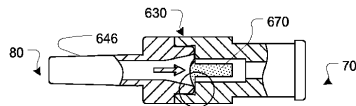


FIG. 90C

【 図 91 B 】

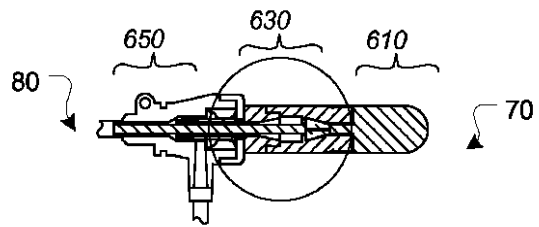


FIG. 91B

【 図 91 C 】

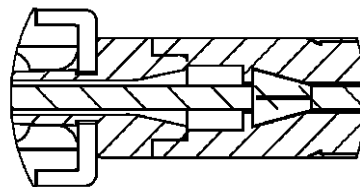


FIG. 91C

【 図 9 1 D 】

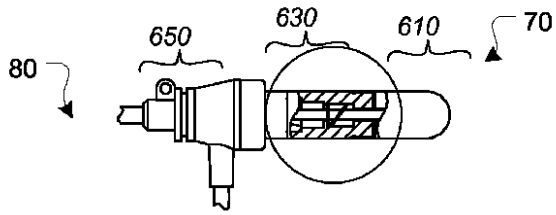


FIG. 91D

【 図 9 1 G 】

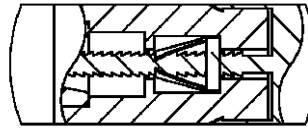


FIG. 91G

【 図 9 1 E 】

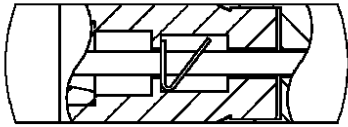


FIG. 91E

【 図 9 1 H 】

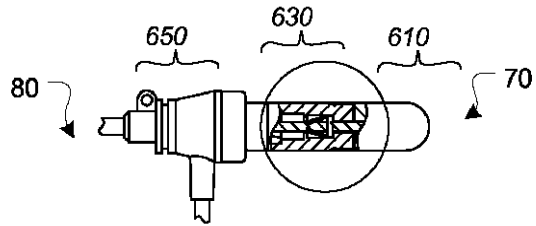


FIG. 91H

【 図 9 1 F 】

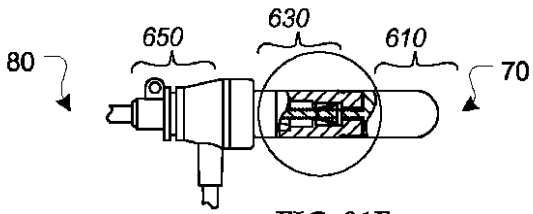


FIG. 91F

【 図 9 1 i 】

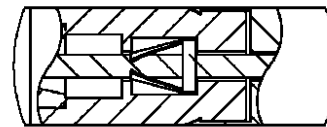


FIG. 91 i

【 図 9 2 A 】

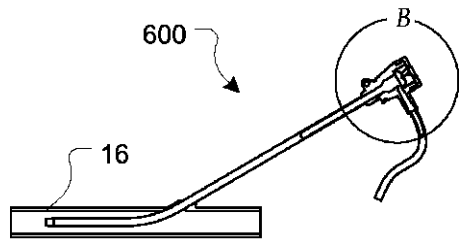


FIG. 92A

【 図 9 2 B 】

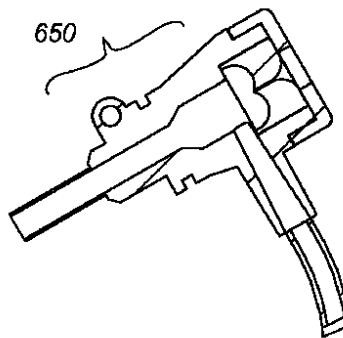


FIG. 92B

【 図 9 2 C 】

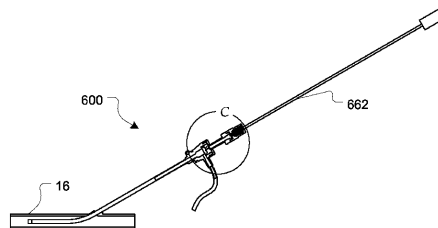


FIG. 92C

【 図 9 2 D 】

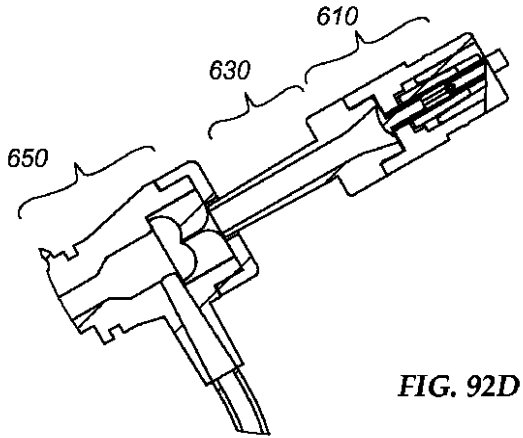


FIG. 92D

【 図 9 2 F 】

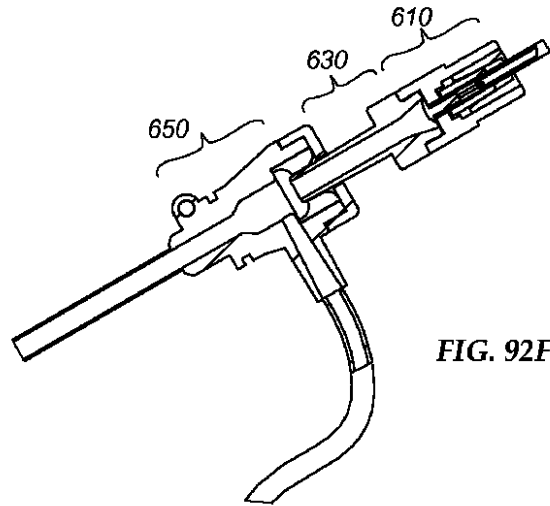


FIG. 92F

【 図 9 2 E 】

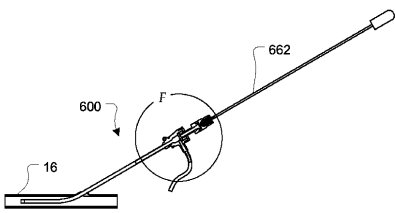


FIG. 92E

【 図 9 2 G 】

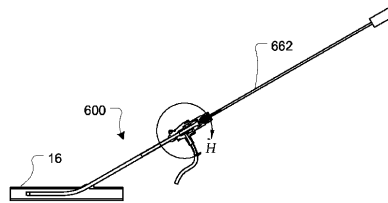


FIG. 92G

【 図 9 2 H 】

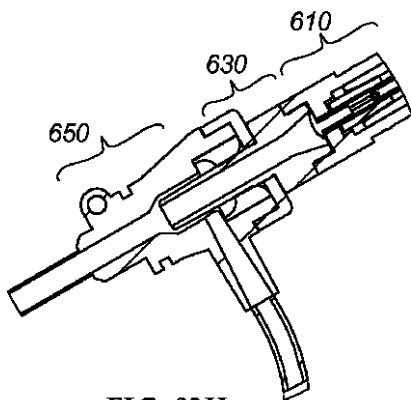


FIG. 92H

【 図 9 2 J 】

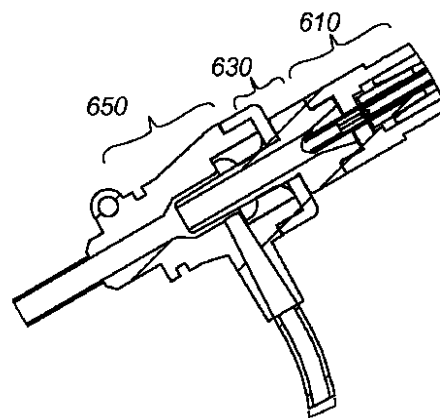


FIG. 92J

【 図 9 2 I 】

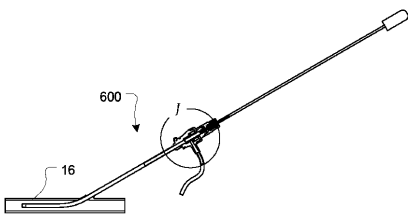


FIG. 92I

【 図 9 2 K 】

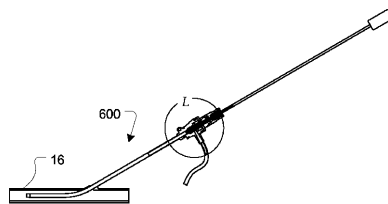


FIG. 92K

【 図 9 2 L 】

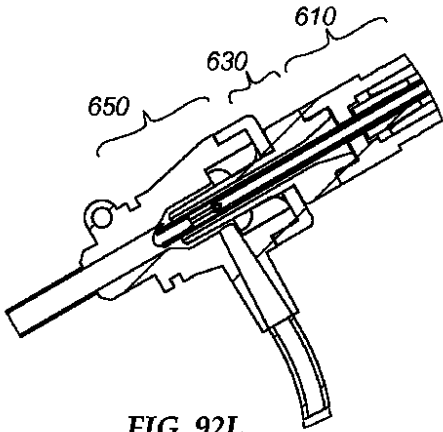


FIG. 92L

【 図 9 2 N 】

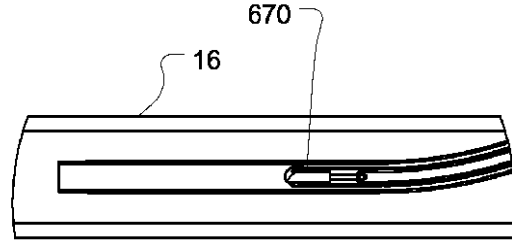


FIG. 92N

【 図 9 2 M 】

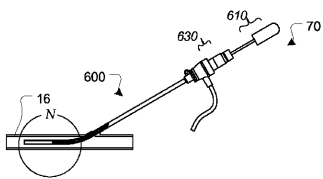


FIG. 92M

【 図 9 2 O 】

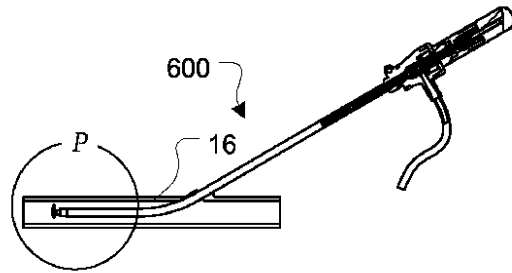


FIG. 92 O

【 図 9 2 P 】

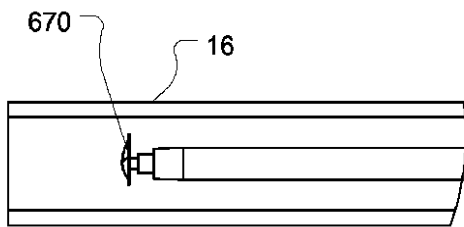


FIG. 92P

【 図 9 2 R 】

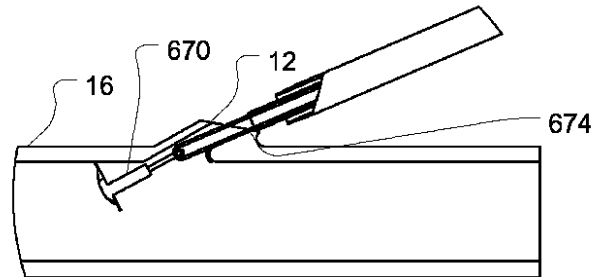


FIG. 92R

【 図 9 2 Q 】

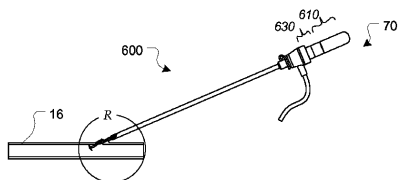


FIG. 92Q

【 図 9 2 S 】

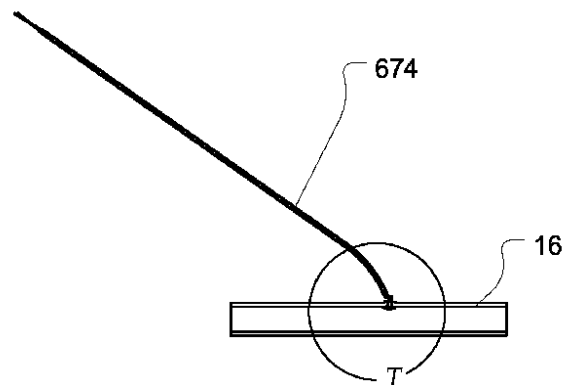


FIG. 92S

【図92T】

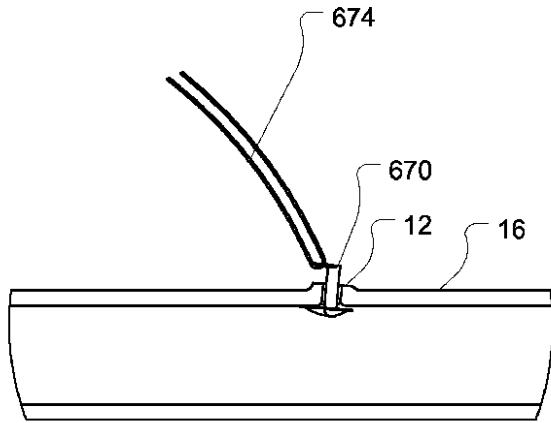


FIG. 92T

【図93A】

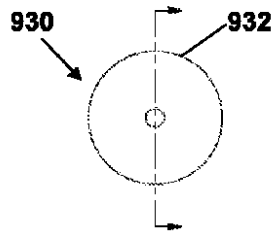
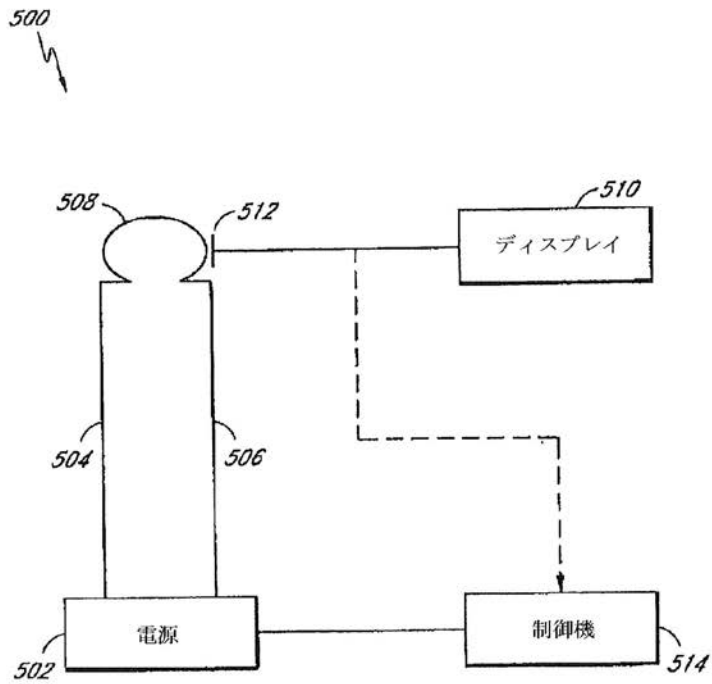
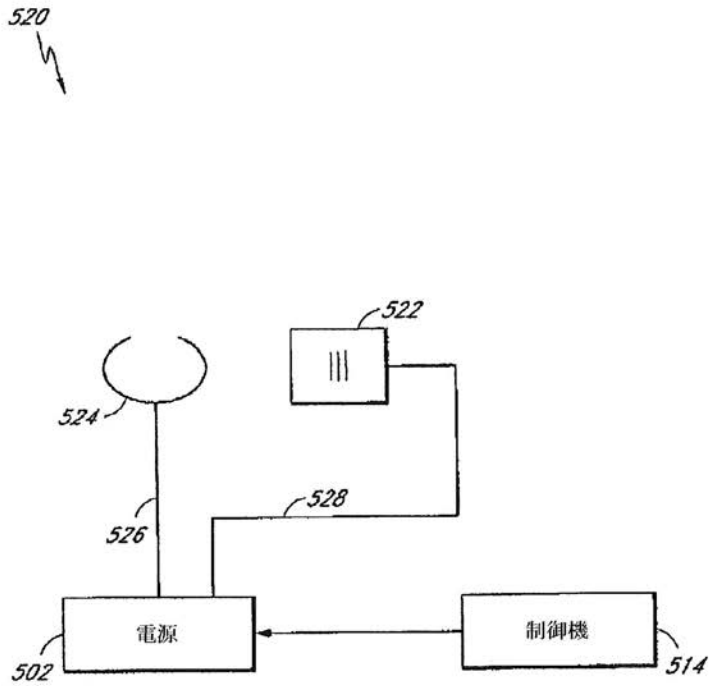


FIG. 93A

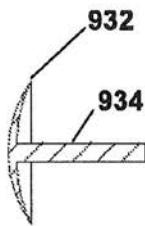
【図52】



【 図 5 3 】

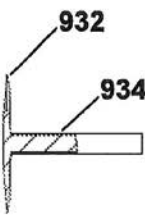


【 図 9 3 B 】



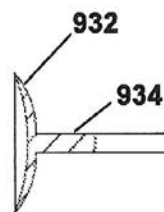
中立状態

【 図 9 3 C 】



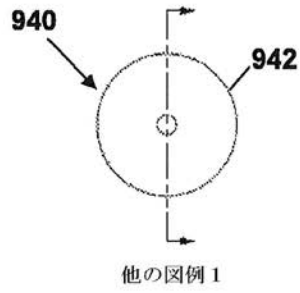
最大変形状態

【 図 9 3 D 】

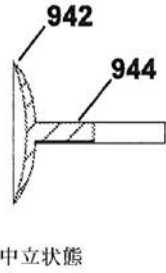


過度延長状態

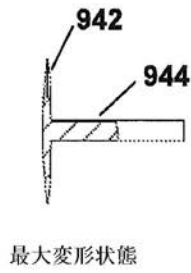
【 図 9 4 A 】



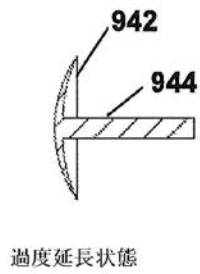
【 図 9 4 B 】



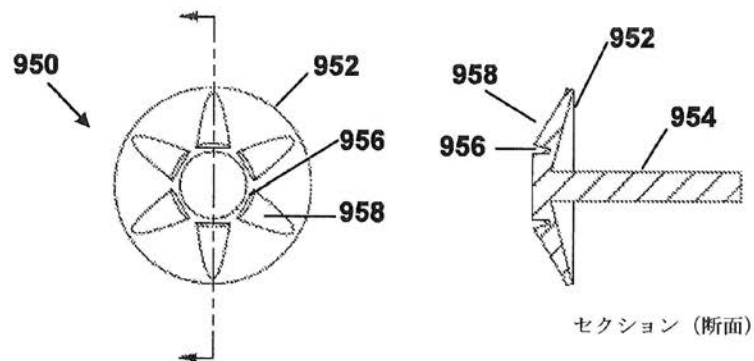
【 図 9 4 C 】



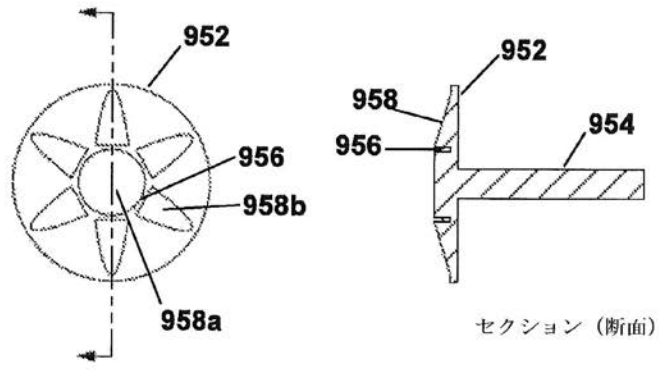
【 図 9 4 D 】



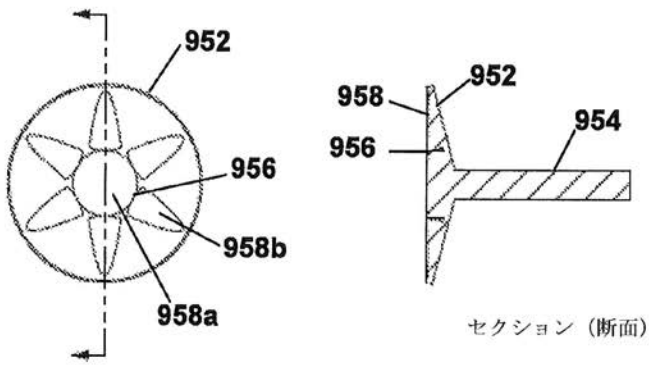
【 図 9 5 A 】



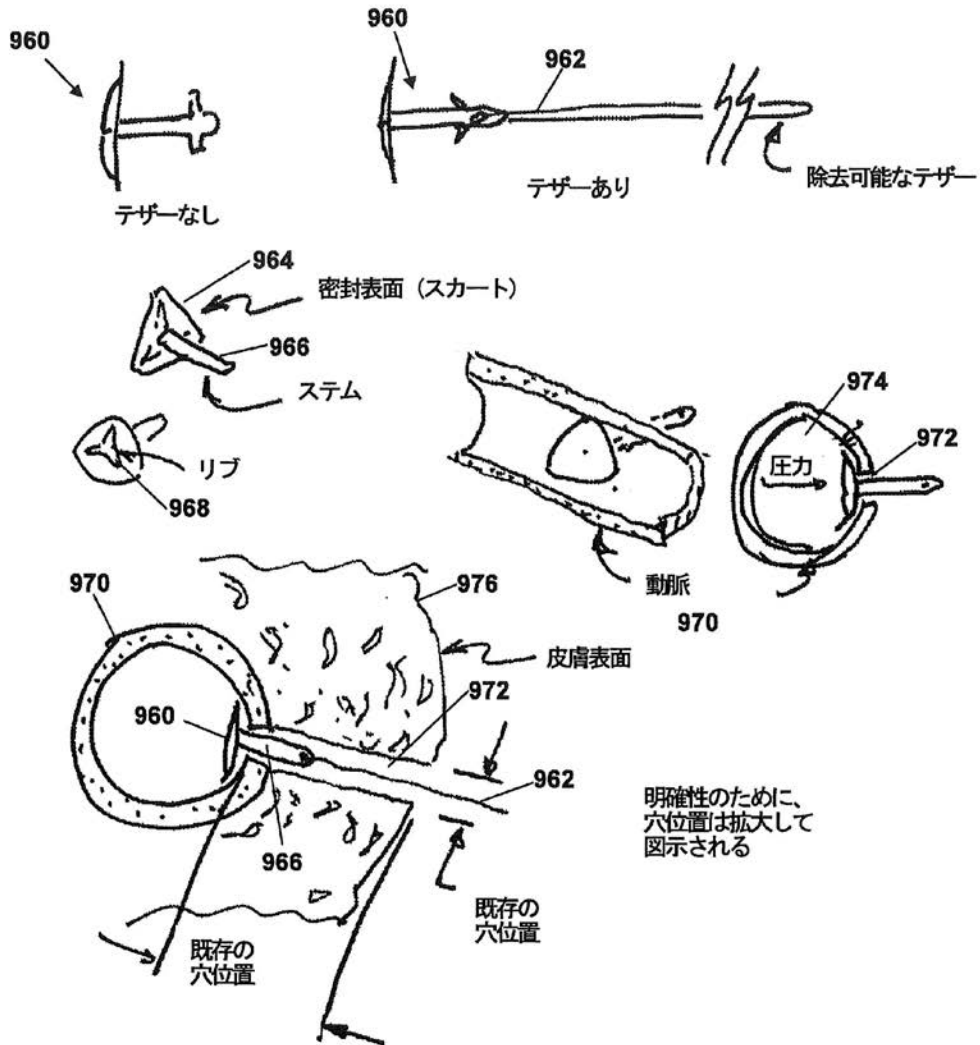
【 図 9 5 B 】



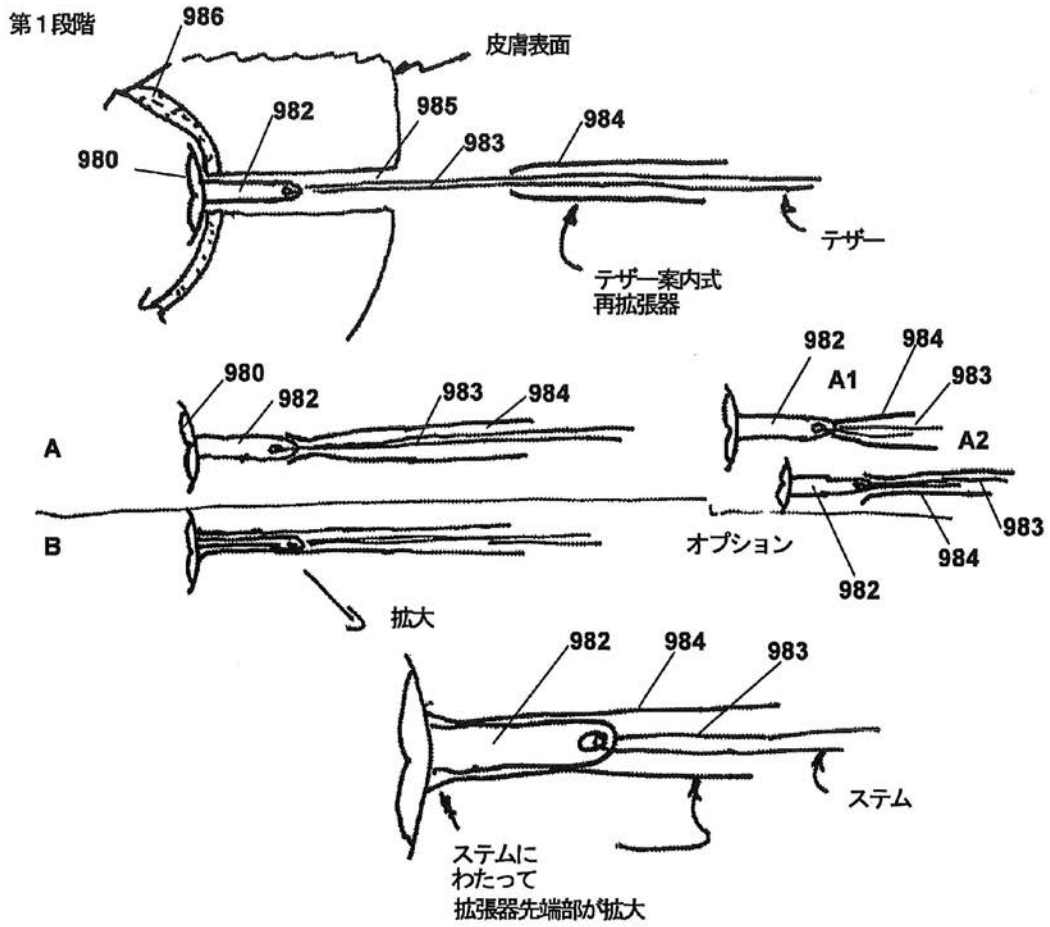
【 図 9 5 C 】



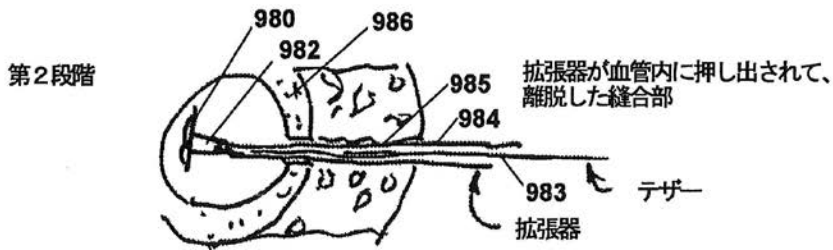
【 図 9 6 】



【図 97 A】

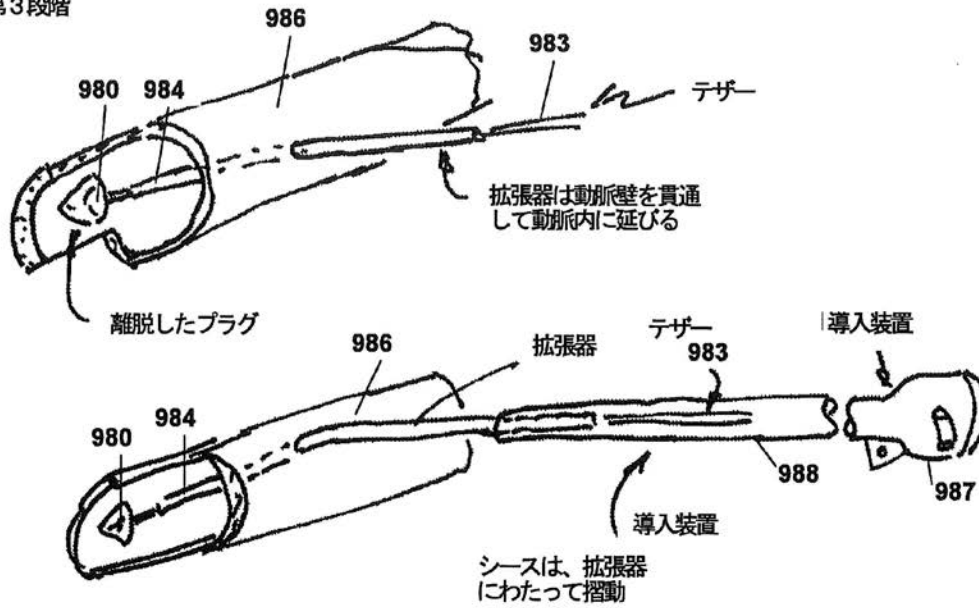


【図 97 B】



【図 97C】

第3段階

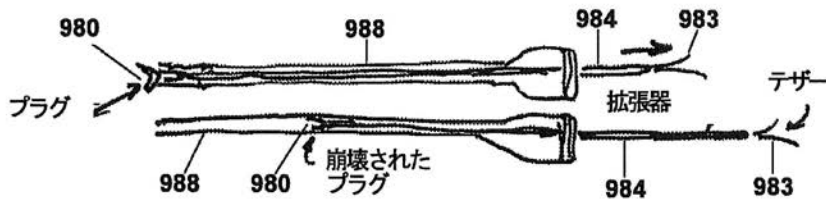


【図 97D】

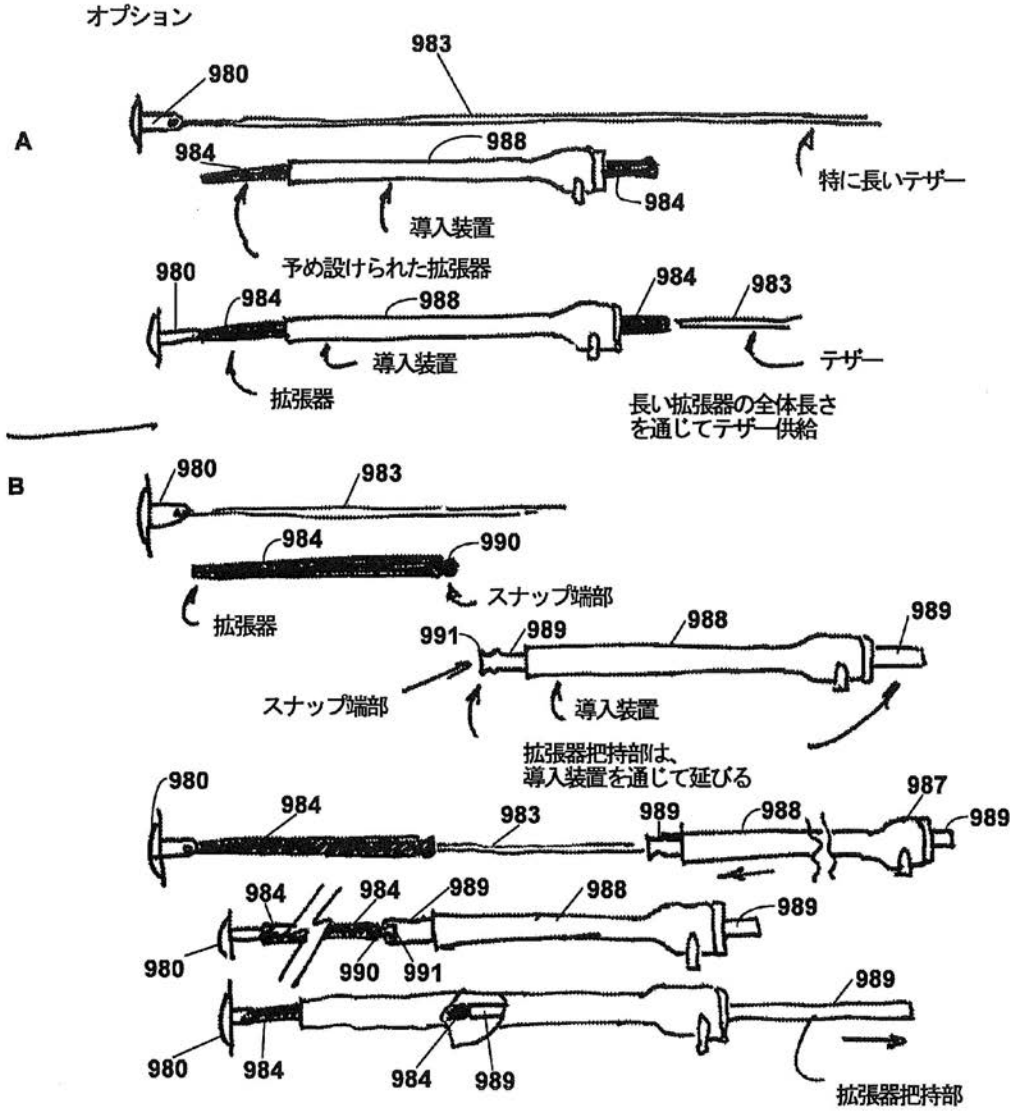
第4段階





B プラグが導入装置先端部内に崩壊されるまで拡張器上で押し出し、これにより、プラグ・テザー・拡張器が導入装置から完全に抽出されるまで押し出し続ける



【図97E】



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. <b>PCT/US2010/056059</b>
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
<i>A61B 17/04(2006.01)i, A61B 17/34(2006.01)i, A61M 25/01(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B 17/04; A61B 18/14; A61B 17/064; A61B 17/08		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean utility models and applications for utility models Japanese utility models and applications for utility models		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) cKOMPASS(KIPO internal) & Keywords: vascular opening(tissue opening), closure device(clip, plug), delivery cartridge, tubular member(sleeve), plunger(handle, actuator)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	US 2006-0195124 A1 (RICHARD S. GINN, et al.) 31 August 2006 See abstract; paras. 42-44, 53, 56; figs. 3B, 4A, 4B.	1,6,10 2-5,7-9,11-22
A	US 2006-0058844 A1 (JOHN WHITE et al.) 16 March 2006 See paras. 40, 41, 48; claims 1, 25; figs. 1A, 1B, 2A, 2B, 3A, 6-8.	1-22
A	US 2009-0005777 A1 (RUSSELL A. HOUSER et al.) 01 January 2009 See paras. 67, 69, 74, 77, 139; claims 33, 35; figs. 2, 4, 11.	1-22
A	US 2009-0254121 A1 (JOSHUA M. O. NEWTH et al.) 08 October 2009 See paras. 37, 38, 48-50, 52; claims 1, 8; figs. 1, 9-12.	1-22
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 27 JULY 2011 (27.07.2011)		Date of mailing of the international search report <b>27 JULY 2011 (27.07.2011)</b>
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 189 Cheongsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer KANG, HEE GOK  Telephone No. 82-42-481-8264

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/US2010/056059

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.: 23-29  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:  
Claims 23-29 pertain to method for treatment of human body by surgery or therapy, and thus relate to a subject matter which this International Searching Authority is not required to search under Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT.
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2010/056059**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2006-0195124 A1	31.08.2006	AU 2002-232508 A1	18.06.2002
		AU 2002-232508 B2	13.07.2006
		AU 2002-357758 A1	17.06.2003
		AU 2003-213147 A1	09.09.2003
		CA 2395235 A1	12.07.2001
		CA 2427279 A1	13.06.2002
		CA 2465118 A1	12.06.2003
		EP 1250096 A2	23.10.2002
		EP 1250096 B1	24.08.2005
		EP 1357840 A2	05.11.2003
		EP 1357840 B1	13.05.2009
		EP 1453420 A1	08.09.2004
		EP 1453420 B1	04.04.2007
		EP 1478280 A2	24.11.2004
		EP 1478280 B1	21.09.2005
		EP 1593347 A1	09.11.2005
		EP 1593347 B1	05.09.2007
		EP 1595505 A2	16.11.2005
		EP 1595505 A3	26.04.2006
		EP 1595505 B1	19.08.2009
		EP 2095774 A2	02.09.2009
		EP 2095774 A3	25.11.2009
		EP 2229892 A1	22.09.2010
		EP 2294985 A2	16.03.2011
		JP 04335007 B2	03.07.2009
		JP 04399141 B2	30.10.2009
		JP 2003-518975 A	17.06.2003
		JP 2004-520876 A	15.07.2004
		JP 2005-511130 A	28.04.2005
		US 2001-0007077 A1	05.07.2001
		US 2002-0002386 A1	03.01.2002
		US 2002-0026208 A1	28.02.2002
		US 2002-0072768 A1	13.06.2002
		US 2002-0133193 A1	19.09.2002
		US 2002-0193808 A1	19.12.2002
		US 2003-0078598 A1	24.04.2003
		US 2005-0273136 A1	08.12.2005
		US 2006-0190014 A1	24.08.2006
		US 2006-0190037 A1	24.08.2006
		US 2006-0195123 A1	31.08.2006
		US 2006-0287674 A1	21.12.2006
		US 2007-0270904 A1	22.11.2007
		US 2008-0210737 A1	04.09.2008
		US 2008-0221616 A1	11.09.2008
		US 6197042 B1	06.03.2001
		US 6277140 B2	21.08.2001
		US 6391048 B1	21.05.2002
		US 6461364 B1	08.10.2002
		US 6632238 B2	14.10.2003

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No.

**PCT/US2010/056059**

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
		US 6780197 B2	24.08.2004
		US 6782503 B1	24.08.2004
		US 6942674 B2	13.09.2005
		US 7819895 B2	26.10.2010
		US 7828817 B2	09.11.2010
		US 7842068 B2	30.11.2010
		US 7901428 B2	08.03.2011
		US 7931669 B2	26.04.2011
		WO 01-49186 A2	12.07.2001
		WO 01-49186 A3	12.07.2001
		WO 02-45594 A2	13.06.2002
		WO 02-45594 A3	13.06.2002
		WO 03-047434 A1	12.06.2003
		WO 03-071956 A2	04.09.2003
		WO 03-071956 A3	04.09.2003
US 2006-0058844 A1	16.03.2006	None	
US 2009-0005777 A1	01.01.2009	US 2008-0109030 A1	08.05.2008
		US 2008-0114394 A1	15.05.2008
		US 7025776 B1	11.04.2006
US 2009-0254121 A1	08.10.2009	None	

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 パウワー、ジョン、ハンター

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94550、リバーモア、651 サウス エヌ . ストリート

Fターム(参考) 4C160 CC03 CC07 CC18 NN04

专利名称(译)	组织缝合装置，转移装置和系统，套件及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013509974A</a>	公开(公告)日	2013-03-21
申请号	JP2012538090	申请日	2010-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	心血管科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	心血管技术，油墨.		
[标]发明人	ハウサーラッセルエー パウワージョンハンター		
发明人	ハウサー、ラッセル、エー. パウワー、ジョン、ハンター		
IPC分类号	A61B17/064 A61B17/08 A61B17/10		
CPC分类号	A61B17/0057 A61B17/0644 A61B17/32 A61B17/3209 A61B18/1482 A61B50/30 A61B2017/00477 A61B2017/00615 A61B2017/00623 A61B2017/00659 A61B2017/00668 A61B2017/00672 A61B2017/ /0462 A61B2017/0641 A61B2018/00422 A61B2018/00601 A61B2018/00916 A61B2018/1412 A61B2018/1455 A61B2090/036 A61B2090/037		
FI分类号	A61B17/08 A61B17/10		
F-TERM分类号	4C160/CC03 4C160/CC07 4C160/CC18 4C160/NN04		
优先权	12/757275 2010-04-09 US 61/280896 2009-11-09 US		
其他公开文献	JP5626738B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明涉及组织闭合装置，用于递送的装置和系统，试剂盒及其方法。组织闭合装置可以实现组织闭合而不是压缩，并且可以构造成可以通过导引器或从身体外部快速展开。

