



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104257410 A

(43) 申请公布日 2015. 01. 07

(21) 申请号 201410385081. 1

(22) 申请日 2005. 05. 12

(30) 优先权数据

10/844, 247 2004. 05. 12 US

(62) 分案原申请数据

200580023327. X 2005. 05. 12

(71) 申请人 阿尔斯塔西斯公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 D·布鲁斯·莫德西特

(74) 专利代理机构 北京市中咨律师事务所

11247

代理人 马利蓉 吴鹏

(51) Int. Cl.

A61B 17/12 (2006. 01)

A61B 17/00 (2006. 01)

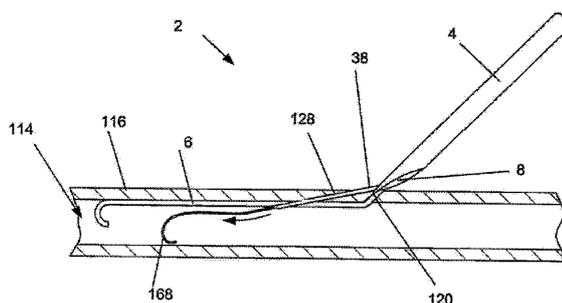
权利要求书1页 说明书14页 附图34页

(54) 发明名称

进入与封闭装置和方法

(57) 摘要

公开了用于进入和封闭脉管部位 (114) 的装置和方法。公开了自密封封闭装置 (2) 和方法。公开了一种可形成进入脉管管腔 (114) 的陡的且受控的进入路径的装置 (2)。还公开了用于使用装置 (2) 的方法。



1. 一种用于进入具有管腔壁的生物管腔的装置,所述管腔壁具有纵向管腔壁轴线,所述装置包括:

具有纵向部件轴线的细长部件,其中所述部件构造成以第一角度进入管腔,所述第一角度通过纵向管腔壁轴线和纵向部件轴线限定,所述第一角度小于大约 19 度。

2. 根据权利要求 1 的装置,其特征在于,所述第一角度小于大约 15 度。

3. 根据权利要求 2 的装置,其特征在于,所述第一角度小于大约 10 度。

4. 根据权利要求 3 的装置,其特征在于,所述第一角度大于大约 5 度。

5. 根据权利要求 1 的装置,其特征在于,所述装置还包括锚杆。

6. 根据权利要求 5 的装置,其特征在于,所述锚杆构造成保持所述细长部件相对于纵向管腔壁轴线成固定角度。

7. 根据权利要求 1 的装置,其特征在于,所述装置还包括保持件。

8. 根据权利要求 7 的装置,其特征在于,所述保持件构造成保持所述细长部件相对于纵向管腔轴线成固定角度。

进入与封闭装置和方法

[0001] 本申请是申请日为 2005 年 5 月 12 日、申请号为 200580023327. X、发明名称为“进入与封闭装置和方法”的申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及进入生物管腔以及封闭由此生成的入口的领域。

背景技术

[0003] 目前可横穿管腔 (translumenally) 执行许多诊断和干涉脉管操作, 其中在便于进入的位置例如股、臂或锁骨下动脉处将导管引入脉管系统, 并引导其通过脉管系统到达目标位置以执行治疗或诊断。当不再需要脉管进入时, 必须从脉管入口取出导管或其它脉管进入装置, 并且必须在刺穿位置处止血。

[0004] 一种通用的用于提供止血的方法是通常通过用手按压在刺穿位置附近或上游施加外力。此方法费时, 常常在止血之前需要一个半小时或更长时间的按压。这一过程对于患者而言不舒服并且经常需要使用止痛剂。过大的压力还存在血管完全闭塞的危险, 导致局部缺血和 / 或血栓形成。

[0005] 在通过用手按压实现止血之前, 患者需要保持斜躺 6 到 18 个小时进行观察, 以确保持续止血。在此期间, 从脉管进入处的出血可重新开始, 有可能会严重的并发症。这些并发症可能需要输血和 / 或外科手术的介入。

[0006] 还已经使用了可生物吸收的紧固件来止血。通常, 这些方法依赖于形成血栓和生物可吸收的材料如骨胶原在刺穿位置的表面动脉壁上的放置。此方法通常难以确定叠置组织的界面和血管外膜表面的位置。距离预期位置过远植入紧固件会导致止血失败。但是, 如果紧固件塞入脉管管腔, 则会在紧固件上形成血栓。血栓会栓塞下游和 / 或阻塞血栓位置处的正常的血液流动。

[0007] 还使用缝合技术在脉管进入之后实现止血。通过组织管道引入缝合实施装置, 装置的远端位于脉管穿孔处。装置内的针拉动缝线穿过穿孔相对侧上的血管壁, 并且在血管的外膜表面上直接固定缝线以封闭脉管进入伤口。

[0008] 为获得成功, 需要在精确控制下执行缝合方法。针需要被正确地引导穿过血管壁, 以便可将缝线很好地固定在组织内以实现紧密闭合。缝合方法还需要另外的手术步骤。

[0009] 由于上述方法和装置的不足, 需要一种更可靠的脉管封闭方法和装置。还需要一种不会植入异物并且自密封的脉管封闭装置和方法。还需要一种不需要或需要很少的额外步骤以封闭脉管位置的脉管封闭装置和方法。

发明内容

[0010] 公开了一种用于进入生物管腔的装置。生物管腔具有管腔壁, 所述管腔壁具有纵向管腔壁轴线。所述装置具有细长部件, 所述细长部件具有纵向部件轴线。所述部件构造成以第一角度进入管腔。第一角度通过纵向管腔壁轴线和纵向部件轴线限定。第一角度小

于大约 19 度。

[0011] 有利地,第一角度可小于大约 15 度。有利地,第一角度可小于大约 10 度。有利地,所述第一角度大于大约 5 度。有利地,所述装置还具有锚杆(anchor)。有利地,锚杆可构造成保持细长部件相对于纵向管腔壁轴线成固定角度。

[0012] 有利地,所述装置还可具有保持件。有利地,保持件可构造成保持细长部件相对于纵向管腔壁轴线成固定角度。

[0013] 公开了另一种用于进入生物管腔的装置。生物管腔具有管腔壁和纵向管腔壁轴线。所述装置具有第一细长部件和第二细长部件。第一细长部件具有第一细长部件轴线。第二细长部件具有第二细长部件轴线。第二细长部件构造成使得第二细长部件轴线平行于纵向管腔壁轴线。

[0014] 有利地,第二细长部件可具有保持件。有利地,所述保持件可具有可充气部件。有利地,所述保持件可具有弹性部件。有利地,第二细长部件可基本上靠近管腔壁延伸。

[0015] 还公开了一种用于封闭生物管腔壁上的开口的装置。所述装置具有纵向轴线、第一施力部件、第二施力部件和弹性部件。弹性部件向第一和第二施力部件提供相对于纵向轴线沿径向向外的力。

[0016] 有利地,所述第一施力部件沿第一方向施加力,所述第二施力部件沿第二方向施加力,并且所述第一方向基本上与所述第二方向相反。

[0017] 还公开了一种穿过血管壁进入血管的方法。所述血管壁具有纵向壁轴线。所述方法包括相对于纵向壁轴线以小于大约 19 度的角度进入血管。所述方法还包括将管腔工具插入血管。

[0018] 有利地,所述第一角度小于大约 10 度。有利地,所述第一角度小于大约 15 度。有利地,所述第一角度大于大约 5 度。有利地,所述方法还包括在进入之前使一装置与管腔壁成一直线。

[0019] 还公开了一种用于进入生物管腔的方法。所述生物管腔具有管腔壁和纵向管腔壁轴线。所述方法包括将第二细长部件插入生物管腔。所述第二细长部件具有第二细长部件轴线。所述方法还包括调整所述第二细长部件,使得第二细长部件轴线基本上平行于纵向管腔壁轴线。此外,所述方法包括将具有第一细长部件轴线的第二细长部件插入生物管腔。

[0020] 有利地,所述第一细长部件轴线和纵向管腔壁轴线之间的角度小于大约 15 度。有利地,所述第一细长部件轴线和纵向管腔壁轴线之间的角度小于大约 10 度。有利地,所述第二细长部件包括保持件,所述方法还包括延伸所述保持件。有利地,所述保持件包括弹性部件。有利地,所述第二细长部件包括可充气部件,所述方法还包括为所述可充气部件充气。有利地,所述第二细长部件基本上靠近管腔壁延伸。

[0021] 另外,公开了一种封闭脉管开口的的方法。所述脉管开口具有内表面和纵向轴线。所述方法包括在所述开口内插入一装置并向内表面施加力。所述力沿至少一个从纵向轴线径向向外的方向。

[0022] 有利地,所述方法可包括保持所述力。有利地,所述保持包括保持小于大约 120 分钟。有利地,施加力可包括所述装置施加所述力的至少一部分。有利地,施加力可包括所述装置施加全部力。

[0023] 还公开了一种用于进入和封闭具有血管壁的血管的方法。所述血管壁可具有内表

面和外表面。所述方法包括形成动脉切口并在动脉切口内布置封闭增强装置。所述封闭增强装置在内表面和外表面上产生压力。

[0024] 有利地,所述封闭增强装置包括细丝,并且所述细丝在所述动脉切口内。有利地,所述封闭增强装置包括压力夹。有利地,所述封闭增强装置包括小拭子。有利地,所述封闭增强装置包括紧线钳。有利地,所述封闭增强装置包括缝线。

[0025] 还公开了一种用于进入具有血管壁的血管的方法,其中所述血管壁具有内表面和外表面,所述方法包括:

[0026] 在血管壁内形成动脉切口,其中所述动脉切口具有动脉切口行程和动脉切口高度,并且动脉切口高度大约等于或小于动脉切口行程的三分之一,以及

[0027] 穿过所述动脉切口布置脉管工具。

[0028] 有利地,形成动脉切口还包括穿过血管壁布置导入装置,并且所述导入装置相对于血管壁基本上以各种角度经过血管壁。

[0029] 有利地,形成动脉切口还包括穿过血管壁布置导入装置,并且所述导入装置在管腔壁内切出一平面。

[0030] 有利地,所述平面可基本上平行于管腔壁。

[0031] 有利地,血管壁具有外膜,并且所述平面与外膜相邻。

[0032] 有利地,所述动脉切口具有外部管腔壁开口和内部管腔壁开口,并且导入行程为在所述外部管腔壁开口和所述内部管腔壁开口之间的基本上平行于管腔壁的长度的分量。

[0033] 有利地,导入高度为在所述外部管腔壁开口和所述内部管腔壁开口之间的基本上垂直于管腔壁的长度的分量。

[0034] 有利地,所述动脉切口高度大约等于或小于动脉切口行程的四分之一。

[0035] 有利地,所述动脉切口高度大约等于或小于动脉切口行程的五分之一。

[0036] 还公开了一种用于进入具有血管壁的血管的方法,其中该血管壁具有内侧和外侧,所述方法包括:

[0037] 布置导入装置以形成动脉切口,

[0038] 相对于血管壁以第一角度移动导入装置穿过血管壁,

[0039] 相对于血管壁以第二角度移动导入装置穿过血管壁,以及

[0040] 利用导入装置进入血管壁内侧。

[0041] 有利地,所述第一角度或第二角度小于大约 5 度。

[0042] 有利地,所述第一角度或第二角度为大约 0 度。

[0043] 有利地,所述导入装置在血管壁的外侧上形成外部开口,所述导入装置在血管壁的内侧上形成内部开口,所述内部开口和外部开口之间的向量可包括导入行程和导入高度,导入高度与导入行程的比率可等于或小于大约 1/2。

[0044] 有利地,所述导入高度与导入行程的比率可等于或小于大约 1/3。

[0045] 有利地,所述导入高度与导入行程的比率可等于或小于大约 1/4。

[0046] 有利地,所述导入高度与导入行程的比率可等于或小于大约 1/5。

[0047] 有利地,所述导入高度与导入行程的比率可等于或小于大约 1/6。

附图说明

- [0048] 图 1 是动脉切口装置的实施例的正面透视图；
- [0049] 图 2 是图 1 的动脉切口装置的侧视图；
- [0050] 图 3 是图 1 的动脉切口装置的局部放大图；
- [0051] 图 4 和 5 是锚杆的不同实施例的局部放大图；
- [0052] 图 6 是布置有导入装置的动脉切口装置的实施例的侧面透视图；
- [0053] 图 7 是布置有导入装置的动脉切口装置的实施例的局部放大图；
- [0054] 图 8 和 9 是布置有导入装置的动脉切口装置的不同实施例的侧视图；
- [0055] 图 10 是动脉切口装置的实施例的底部透视图；
- [0056] 图 11 是布置有管腔保持件的动脉切口装置的实施例的侧视图；
- [0057] 图 12 是布置有管腔保持件的动脉切口装置的实施例的底部透视图；
- [0058] 图 13 是动脉切口装置的实施例的侧面透视图；
- [0059] 图 14 是布置有入口壁保持件的动脉切口装置的实施例的侧面透视图；
- [0060] 图 15 和 16 示出张紧器的不同实施例；
- [0061] 图 17 和 18 示出压力夹的不同实施例；
- [0062] 图 19 和 20 示出紧线钳 (toggle) 的不同实施例；
- [0063] 图 21 示出用于在管腔的横截面内布置动脉切口装置的方法；
- [0064] 图 22 和 23 示出用于在管腔的横截面内布置保持件的方法；
- [0065] 图 24 和 25 示出用于在管腔的横截面内布置导入装置的方法；
- [0066] 图 26 示出用于在管腔的横截面内布置导线的方法；
- [0067] 图 27-30 示出用于在管腔的横截面内布置导入装置的方法；
- [0068] 图 31 示出用于在管腔的横截面内布置导线的方法；
- [0069] 图 32 示出形成有动脉切口的管腔的一部分；
- [0070] 图 33 示出图 28 的剖面 A-A；
- [0071] 图 34-36 示出用于在管腔壁的透明部分内布置张紧器的方法；
- [0072] 图 37-40 示出用于在管腔的横截面内布置压力夹的不同实施例的方法；图 41 示出在形成有动脉切口的管腔的一部分上使用缝线的方法；
- [0073] 图 42 示出具有剖面外缝线的图 41 的剖面 B-B；
- [0074] 图 43 示出在形成有动脉切口的管腔的一部分上使用小拭子的方法；
- [0075] 图 44 示出图 43 的剖面 C-C；
- [0076] 图 45 示出处于第一构型的紧线钳布置装置的实施例；
- [0077] 图 46 是图 45 的局部放大图；
- [0078] 图 47 示出处于第二构型的紧线钳布置装置的实施例；
- [0079] 图 48 是图 47 的局部放大图；
- [0080] 图 49 示出在管腔的横截面内使用紧线钳布置装置的方法；
- [0081] 图 50 示出其中以剖面 D-D 示出紧线钳布置装置的一部分的图 49；
- [0082] 图 51 示出在管腔的横截面内使用紧线钳布置装置的方法；
- [0083] 图 52 示出其中以剖面 E-E 示出紧线钳布置装置的一部分的图 51；
- [0084] 图 53-55 示出在管腔的横截面内使用紧线钳布置装置的方法；
- [0085] 图 56 是图 55 的局部放大图；

- [0086] 图 57 示出布置于管腔的横截面内的紧线钳的实施例；
- [0087] 图 58 是图 57 的局部放大图；
- [0088] 图 59-61 示出用于在管腔的横截面内布置紧线钳的方法；
- [0089] 图 62 是图 61 的局部放大图；
- [0090] 图 63 示出用于在管腔的横截面内布置紧线钳的方法；
- [0091] 图 64-66 以剖面示出用于穿过动脉切口布置导线的方法；
- [0092] 图 67 和 68 示出用于将导线连接到锚杆上的方法。

具体实施方式

[0093] 图 1 到 3 示出用于进入生物管腔的装置,例如动脉切口装置 2。动脉切口装置 2 可具有输送导向件 4。输送导向件 4 可滑动地连接在锚杆 (anchor)6 上。锚杆 6 可以为刚性的、柔性的或它们的组合。锚杆 6 可以为弹性的、可变形的或它们的组合。锚杆 6 可从输送导向件 4 缩回和伸出。输送导向件 4 可具有导引器管腔 8。导引器管腔 8 可具有导引器管腔出口 10。导引器管腔出口 10 可位于输送导向件 4 的表面上。

[0094] 锚杆 6 可具有锚杆弯角部分 12。锚杆 6 可具有锚杆延伸部分 14,例如导眼 (guide eye) 护套或可附装的导线。锚杆延伸部分 14 可从锚杆弯角部分 12 延伸出。锚杆延伸部分 14 可与锚杆弯角部分 12 分离并可连接到锚杆弯角部分 12 上,或者与其成一体。

[0095] 锚杆弯角部分 12 可具有锚杆弯角第一子部分 16、锚杆弯曲部 20 和锚杆弯角第二子部分 18。锚杆弯角第一子部分 16 和 / 或第二子部分 18 可以是锚杆弯曲部 20 的一部分。锚杆弯曲部 20 可具有尖锐的或平缓的曲线。锚杆弯曲部 20 的曲率半径可从大约 0.1mm(0.004 英寸)到大约 2.0mm(0.079 英寸)。

[0096] 锚杆弯角第一子部分 16 可具有从大约 0.38mm(0.015 英寸)到大约 1.0mm(0.039 英寸)、例如大约 0.71mm(0.028 英寸)的锚杆弯角第一子部分直径 22。锚杆弯角第二子部分 18 可具有从大约 0.38mm(0.015 英寸)到大约 1.0mm(0.039 英寸)、例如大约 0.71mm(0.028 英寸)的锚杆弯角第二子部分直径 24。

[0097] 锚杆弯角第一子部分 16 具有输送纵向轴线 26。锚杆弯角第二子部分 18 具有锚杆纵向轴线 28。输送纵向轴线 26 与锚杆纵向轴线 28 的交叉点为锚固角度 30。锚固角度 30 可从大约 20° 到大约 90°,更窄地从大约 30° 到大约 60°,例如大约 45°。

[0098] 动脉切口装置 2 的任何或所有部件或者文中所述的其它装置或设备可由例如一种或多种不锈钢合金、镍钛合金(例如 Nitinol)、钴铬合金(例如,Elgin Specialty Metals, Elgin, IL 的 **ELGILOY®**; Carpenter Metals Corp., Wyomissing, PA 的 **CONICHRONE®**)、钼合金(例如钼 TZM 合金,例如如 2003 年 10 月 9 日公开的国际出版物 No. WO 03/082363 A2 内所公开的,该出版物在此整体引入作为参考)、钨铼合金——例如国际出版物 No. WO 03/082363 内所公开的、聚合物例如聚酯(例如 E. I. Du Pont de Nemours and Company, Wilmington, DE 的 **DACRON®**)、聚丙烯、聚四氟乙烯 (PTFE)、膨胀 PTFE (ePTFE)、聚醚醚酮 (PEEK)、尼龙、聚醚嵌段共聚酰胺聚合物(例如 ATOFINA, Paris, France 的 **PEBAX®**)、脂族聚醚型荆氨酯(例如 Thermedics Polymer Products, Wilmington, MA 的 **TECOFLEX®**)、聚氯乙烯 (PVC)、聚氨酯、热塑性塑料、氟化乙烯丙

烯 (FEP)、可吸收或再吸收聚合物例如聚乙醇酸 (PGA)、聚乳酸 (PLA)、聚对二氧环己酮、和假聚胺酪氨酸基酸 (pseudo-polyamino tyrosine-based acid)、压延胶原、硅酮、锌、回声 (echogenic)、放射性、不透射线材料或它们的组合制成。不透射线材料的示例为硫酸钡、氧化锌、钛、不锈钢、镍钛合金、钽和金。

[0099] 动脉切口装置 2 的任何或所有部件——包括辅助封闭装置例如张紧器、夹钳、紧线钳、缝线或文中所述的其它装置或设备——可以是或具有用于细胞向内生长的基质，或与织物例如用作细胞向内生长的基质的覆盖物（未示出）一起使用。基质和 / 或织物可以是例如聚合物（例如 E. I. du Pont de Nemours and Company, Wilmington, DE 的 **DACRON®**）、聚丙烯、PTFE、ePTFE、尼龙、压延胶原、硅酮或它们的组合。

[0100] 动脉切口装置 2 的部件和 / 或织物可用本领域普通技术人员已知的药剂输送基质和 / 或治疗和 / 或诊断剂填充和 / 或覆盖。这些基质内的药剂可包括放射性材料；不透射线材料；细胞形成剂；细胞毒素剂；细胞生长抑制剂；血栓形成剂，例如聚氨酯、与三氧化二铋混合的醋酸纤维素聚合物和乙烯-乙烯基醇；不稳定、亲水材料；phosphor cholene；消炎剂，例如非甾族消炎剂 (NSAIDs) 如环加氧酶 -1 (COX-1) 抑制剂（例如，乙酰水杨酸，例如 Bayer AG, Leverkusen, Germany 的 **ASPIRIN®**；布洛芬，例如 Wyeth, Collegeville, PA 的 **ADVIL®**；消炎痛；扑湿痛）、COX-2 抑制剂（例如，Merck&Co., Inc., Whitehouse Station, NJ 的 **VIOXX®**；Pharmacia Corp., Peapack, NJ 的 **CELEBREX®**；COX-1 抑制剂）；免疫抑制剂，例如 Sirolimus (Wyeth, Collegeville, PA 的 **RAPAMUNE®**)，或者较早地用于炎症反应途径的基质金属蛋白 (MMP) 抑制剂（例如，四环素和四环素衍生物）。Walton et al, Inhibition of Prostaglandin E₂ Synthesis in Abdominal Aortic Aneurysms, Circulation, 1999 年 7 月 6 日，第 48-54 页；Tambiah et al, Provocation of Experimental Aortic Inflammation Mediators and Chlamydia Pneumoniae, Brit. J. Surgery 88(7), 第 935-940 页；Franklin et al, Uptake of Tetracycline by Aortic Aneurysm Wall and Its Effect on Inflammation and Proteolysis, Brit. J. Surgery 86(6), 第 771-775 页；Xu et al, Sp1 Increases Expression of Cyclooxygenase-2 in Hypoxic Vascular Endothelium, J. Biological Chemistry 275(32), 第 24583-24589 页；以及 Pyo et al, Targeted Gene Disruption of Matrix Metalloproteinase-9 (Gelatinase B) Suppresses Development of Experimental Abdominal Aortic Aneurysms, J. Clinical Investigation 105(11), 第 1641-1649 页中给出了其它药剂的示例，这些文章整体引入作为参考。

[0101] 图 4 示出锚杆弯角部分 12 和锚杆延伸部分 14 可具有柔性细长部件。柔性细长部件可为有弹性的和 / 或可变形的。柔性细长部件可具有成一体的、或多个分离的且固定连接缠绕线 32。锚杆弯角部分 12 可位于护套 34 内。图 5 示出锚杆弯角部分 12 可具有涂层 36，例如润滑涂层和 / 或由聚氨脂制成的涂层。

[0102] 图 6 和 7 示出动脉切口装置 2 可具有导入装置 38。导入装置 38 可滑动地连接在导引器管腔 8 上。导入装置 38 可具有空心针（如图 6 所示）。导入装置 38 可具有实心针（如图 7 所示）。导入装置 38 可具有导线。

[0103] 导入装置 38 可具有导入纵向轴线 40。导入纵向轴线 40 与锚杆纵向轴线 28 的交

叉点为导入角 42。导入角 42 可小于或等于大约 19° ，更窄地小于或等于大约 15° ，更窄地从大约 5° 到大约 10° ，例如大约 10° 。

[0104] 导入装置 38 可具有导入装置直径 44。导入装置直径 44 可从大约 0.25mm(0.010 英寸) 到大约 1.0mm(0.039 英寸)，例如大约 0.56mm(0.022 英寸)。

[0105] 图 8 和 9 示出动脉切口装置 2 可构造成使得可从锚杆 6 布置导入装置 38。锚杆 6 可具有导入装置口 46。导入装置 38 可以是空心针（如图 8 所示）。当完全展开时，导入装置 38 可接触导引器管腔出口 10。导入装置 38 可以是导引器管腔 8 和锚杆 6 之间的通道。锚杆 6 可具有构造成与生物管腔和导入装置 38 相连通的孔口（未示出）。导入装置 38 可为实心针（如图 9 所示）。

[0106] 图 10 示出管腔保持件 48 可具有第一缩回构型。管腔保持件 48 可安装在管腔保持件口 50 内。管腔保持件口 50 可位于锚杆 6 内。管腔保持件 48 可以是线、支架或展伸件——例如由可变形或弹性材料如形状记忆合金制成、充气式囊、或它们的组合。管腔内充气式囊例如用盐溶液或二氧化碳充气的囊是本领域普通技术人员已知的。管腔保持件 48 可延伸进输送导向件 4 内。

[0107] 图 11 和 12 示出管腔保持件 48 可具有第二展开构型。图 11 示出管腔保持件 48 可以是线或囊。图 12 示出管腔保持件 48 可以是线。在该展开构型中，管腔保持件 48 可远离管腔保持件口展开。管腔保持件 48 可具有管腔保持件展开直径 52。管腔保持件展开直径 52 可从大约 2.54mm(0.100 英寸) 到大约 10.2mm(0.400 英寸)，例如大约 6.35mm(0.250 英寸)。

[0108] 图 13 示出动脉切口装置 2 可具有入口壁保持件口 54。入口壁保持件口 54 可位于或靠近锚杆弯曲部 20。入口壁保持件口 54 可位于或靠近锚杆弯角第一子部分 16。入口壁保持件口 54 可与位于或靠近动脉切口装置 2 的输送导向件 4 的传感器或端口（未示出）流体连通。

[0109] 图 14 示出可穿过入口壁保持件口 54 布置入口壁保持件 56。入口壁保持件 56 可具有第一缩回构型（如图 13 所示）。入口壁保持件 56 可具有第二展开构型（如图 14 所示）。

[0110] 图 15 到 20 示出各种辅助封闭装置。辅助封闭装置可完全地或部分地生物可吸收、生物再吸收、生物可吸附或它们的组合。辅助封闭装置可由同种移植物、异种移植物或它们的组合制成。辅助封闭装置可由自体移植物、同种异体移植物或它们的组合制成。

[0111] 图 15 示出一张紧器 58。张紧器 58 可为弹性的、可变形的或它们的组合。张紧器 58 可具有张紧器纵向轴线 60。张紧器 58 可具有弹性部件如弹簧，例如张紧器头部 62。张紧器头部 62 可具有张紧器第一肩部 64。张紧器头部 62 可具有张紧器第二肩部 66。张紧器第一肩部 64 和第二肩部 66 分别可转动地连接到分离的或成一体的张紧器第一支腿 68 和分离的或成一体的张紧器第二支腿 70。张紧器第一支腿 68 和第二支腿 70 可分别连接到张紧器第一脚部 72 和第二脚部 74。

[0112] 张紧器支腿 68 和 70 可具有张紧器支腿直径 76。张紧器支腿直径 76 可为从大约 0.1mm(0.005 英寸) 到大约 0.76mm(0.030 英寸)，例如为大约 0.38mm(0.015 英寸)。张紧器第一支腿 68 和第二支腿 70 可具有张紧器支腿间外径 78。张紧器支腿间外径 78 可为从大约 1.3mm(0.050 英寸) 到大约 5.08mm(0.200 英寸)，例如为大约 4.06mm(0.160 英寸)。

张紧器肩部 64 和 / 或 66 和 / 或张紧器脚部 72 和 / 或 74 从张紧器纵向轴线 60 延伸的距离可大于它们各自的张紧器支腿间半径。

[0113] 图 16 示出可连接到张紧器第一支腿 68 和张紧器第二支腿 70 的张紧器第一支杆 80。张紧器第一支腿 68 可以是弹性的、可变形的或它们的组合。张紧器第二支杆 82 可连接到张紧器第一支腿 68 和张紧器第二支腿 70。张紧器第二支腿 70 可为弹性的和 / 或可变形的。张紧器 58 可不具有张紧器头部 62。张紧器 58 可具有多于两个的张紧器支杆 80 和 82。

[0114] 图 17 示出压力夹 84。压力夹 84 可为弹性的。压力夹 84 可为可变形的。压力夹 84 可具有压力夹纵向轴线 86。压力夹 84 可具有压力夹头部 88。压力夹头部 88 可转动地连接到分离的或成一体的压力夹第一支腿 90。压力夹头部 88 可转动地连接到分离的或成一体的压力夹第二支腿 92。压力夹可具有压力夹第一端部 94 和压力夹第二端部 96。压力夹第一支腿 90 可在压力夹第一端部 94 处终止。压力夹第二支腿 92 可在压力夹第二端部 96 处终止。压力夹第一支腿 90 和 / 或压力夹第二支腿 92 可朝压力夹纵向轴线 86 被偏压。

[0115] 图 18 示出可具有可滑动地附装到压力夹第二支腿 92 上的压力夹护套 98 的压力夹 84。压力夹第一端部 94 和 / 或第二端部 96 可以是压力分散器如扁平的 / 或弯曲部分, 例如圆环。压力夹第一端部 94 和 / 或第二端部 96 可为弹性的和 / 或可变形的。压力夹第一支腿 90 可转动地连接到压力夹第二支腿 92。压力夹第一支腿 90 可经由压力夹头部 88 中的可转动的和 / 或可变形的和 / 或挠性的接头连接到压力夹第二支腿 92。

[0116] 图 19 示出紧线钳 100。紧线钳 100 可具有紧线钳第一端部 102。紧线钳 100 可具有紧线钳第二端部 104。紧线钳第一端部 102 和 / 或第二端部 104 可以是棒、销、杆、梁或它们的组合。紧线钳 100 可具有细丝 106。细丝 106 可在细丝第一端部 107 固定地连接到紧线钳第一端部 102。细丝 106 可在细丝第二端部 109 固定地连接到紧线钳第二端部 104。细丝 106 可为弹性的或可变形的。细丝 106 可基本上为柔性的。

[0117] 图 20 示出可具有细丝 106 的紧线钳 100, 该细丝可在孔 108 处可滑动地连接到紧线钳第二端部 104。细丝 106 可与孔 108 摩擦配合。细丝 106 可不具有棘爪 110 (图 20 中未示出)。细丝 106 可与孔 108 干涉配合。细丝 106 可具有一个或多个棘爪 110。孔 108 可具有一个或多个槽口 112。槽口 112 可在孔 108 的内部。槽口 112 和棘爪 110 可构造成使得紧线钳第二端部 104 可以朝紧线钳第一端部 102 滑动。槽口 112 和棘爪 110 可构造成在紧线钳第二端部 104 试图移离紧线钳第一端部 102 时提供干涉配合。

[0118] 制造方法

[0119] 动脉切口装置 2 的部件——包括辅助封闭装置——可通过例如熔融、旋拧、粘接、焊接或使用干涉配合或压力配合如压接、咬合或它们的组合方法直接附装。部件可用单一构件或材料成一体地例如模制、冲切、激光切割、放电加工 (EDM) 或冲压。可使用本领域普通技术人员已知的任何其它方法。

[0120] 成一体的部件可由本领域普通技术人员已知的被预成型并被偏压成后期展开形状 (post-deployment shape) 然后被压缩成展开形状 (deployment shape) 的预成型弹性材料——例如弹性合金 (例如 Nitinol、**ELGILOY®**)——制成。

[0121] 动脉切口装置 2 的任何部件 (包括辅助封闭装置) 或组装后作为一个整体的动脉切口装置 2 (包括辅助封闭装置) 可使用本领域普通技术人员已知的浸涂、刷涂或喷涂方法

进行涂敷。例如,可使用这些方法涂敷缠绕线 32,其中线涂层 36 可被喷涂、浸涂或刷涂到缠绕线 32 上。

[0122] Ding et al 的美国专利 No. 6358556 提供了用于涂敷血管用医疗装置的方法的一个示例,该专利在此整体引入作为参考。本领域普通技术人员已知的延时释放涂敷方法还可用于延迟涂层——例如辅助封闭装置上的涂层——内的药剂的释放。

[0123] 辅助封闭装置可覆盖有织物,例如聚合物(例如 E. I. du Pont de Nemours and Company, Wilmington, DE 的 **DACRON®**)、聚丙烯、PTFE、ePTFE、尼龙、压延胶原、硅酮或它们的组合。用织物覆盖可植入装置的方法是本领域普通技术人员已知的。

[0124] 使用方法

[0125] 图 21 示出将锚杆 6 插入生物管腔 114 例如血管如股动脉的方法。生物管腔 114 可具有管腔壁 116 和管腔壁表面 118。可使用 Seldinger 技术、改进的 Seldinger 技术或本领域技术人员已知的其它方法将锚杆 6 插入生物管腔 114。锚杆 6 可形成第一动脉切口 120。可将锚杆 6 插入管腔 114 以使得锚杆弯角第二子部分 18 可基本平行于管腔壁表面 118。可将锚杆 6 插入管腔 114 以使得锚杆弯角第二子部分 18 可基本与管腔壁表面 118 接触。

[0126] 图 22 示出如箭头所示将管腔保持件 48 从第一缩回构型展开到第二展开构型的方法。管腔保持件 48 可通过伸出线、支架或展伸件或通过给囊充气来展开。当管腔保持件 48 展开时,可使锚杆弯角第二子部分 18 基本平行于管腔壁表面 118。当管腔保持件 48 展开时,可使锚杆弯角第二子部分 18 基本与管腔壁表面 118 接触。

[0127] 图 23 示出如箭头 122 所示使入口壁保持件 56 从第一缩回构型展开到第二展开构型的方法。当管腔保持件处于第二展开构型时,管腔保持件 48 可基本平行于管腔壁表面 118。当管腔保持件处于第二展开构型时,管腔保持件 48 可基本与管腔壁表面 118 接触。

[0128] 如箭头 124 所示,例如可通过将近端力施加给输送导向件 4 而将近端力施加给锚杆 6。当施加近端力时,可使锚杆弯角第二子部分 18 基本平行于管腔壁表面 118。当施加近端力时,可使锚杆弯角第二子部分 18 基本与管腔壁表面 118 接触。

[0129] 图 24 和 25 示出用于布置导入装置 38 的方法。导入装置 38 可从导引器管腔 8 和导引器管腔出口 10 伸出。如图 24 所示,可如箭头所示将导入装置 38 推入并穿过管腔壁 116。导入装置 38 可形成第二动脉切口 128。如图 25 所示,可如箭头所示将导入装置 38 推到锚杆 6 附近或穿过锚杆 6。锚杆 6 可构造成具有适合于导入装置 38 经过锚杆 6 的孔口。导入装置 38 的尖端可进入管腔 114。

[0130] 导入装置 38 可经过一导入行程 132 和一导入高度 134。导入行程 132 可以是导入装置 38 在管腔壁 116 中的长度的平行于管腔壁 116 的分量。导入行程 132 可以是在第二动脉切口 128 在管腔壁 116 外侧的开口和第二动脉切口 128 在内侧管腔壁表面 118 的开口之间的长度的平行于管腔壁 116 的分量。导入行程 132 可从大约 0.10cm(0.010 英寸)到大约 3.810cm(1.500 英寸),例如大约 0.64cm(0.25 英寸)。

[0131] 导入高度 134 可以是导入装置 38 在管腔壁 116 中的长度的垂直于管腔壁 116 的分量。导入高度 134 可以是在第二动脉切口 128 在管腔壁 116 外侧的开口和第二动脉切口 128 在内侧管腔壁表面 118 的开口之间的长度的垂直于管腔壁 116 的分量。导入高度 134 可从大约 0.51mm(0.020 英寸)到大约 5.08mm(0.200 英寸),例如大约 1.0mm(0.040 英寸)。导入斜度是导入高度 134 与导入行程 132 的比率。导入斜度可以从大约 1/2 到大约 1/40

或更小,例如大约 1/6,还例如为大约 1/3。导入斜度例如可以等于或小于 1/2 或 1/3,更窄地等于或小于大约 1/3 或 1/4,更窄地等于或小于大约 1/5 或 1/6,还更窄地等于或小于大约 1/10。

[0132] 导入高度 134 和导入行程 132 可以是一导入向量的分量。导入行程 132 可以是该导入向量的平行于管腔壁 116 的分量。导入高度 134 可以是该导入向量的垂直于管腔壁 116 的分量。导入向量可以是外部开口 136 到内部开口 138 的向量。外部开口 136 可以由导入装置 38 形成的在管腔壁 116 外侧的临时或永久开口。内部开口 138 可以是血管壁内侧的临时或永久开口。

[0133] 图 26 示出导入装置 38(例如空心针)可用作如箭头所示被布置到管腔 114 内的管腔工具(例如导线 168)的通路。可从第二动脉切口 128 取出导入装置 38 例如实心针,并且可通过例如导引器管腔出口 10 和第二动脉切口 128 布置管腔工具。导入装置 38 可以是管腔工具,例如导线。导入装置 38 还可进一步展开并且在经过管腔壁 116 之后用作管腔工具。

[0134] 图 27 到 30 示出布置具有预成型的弯曲部的导入装置 38 的方法。如图 27 所示,动脉切口装置 2 可构造以从大约 0° 到大约 5°、例如大约 0° 的导入角 42 布置导入装置 38。

[0135] 如图 28 所示,可如箭头所示推动导入装置 38 穿过管腔壁 116。导入装置 38 可在管腔壁 116 内切出一平面。该平面可基本上平行于管腔壁表面 118。导入装置 38 可与血管内的外膜相邻。导入装置 38 可沿血管中的内膜下或中线下(submedial)的切开平面前进。一旦管腔壁已被切开,则可执行本领域普通技术人员已知的内膜下血管成形术。一旦管腔壁已被切开,则可执行本领域普通技术人员已知的远程动脉内膜切除术。弯曲的和直的导入装置 38 可在使用期间交换以选择性地切开管腔壁 116。可穿过空心导入装置 38 将工具例如导线插入以选择性地切开管腔壁 116。

[0136] 如图 29 所示,当导入装置 38 内的弯曲部移进管腔壁 116 内时,导入装置 38 可如箭头所示朝生物管腔 114 转动。如图 30 所示,导入装置 38 内的弯曲部可继续使导入装置 38 朝生物管腔 114 转动。如下文所述,导入装置 38 可进入管腔 114。图 31 示出具有弯曲部的导入装置 38 可如下文所述用作管腔工具的通路。

[0137] 可将一导引器护套插在导线 168 和 / 或导入装置 38 上。导引器护套可小于大约 22French(直径为 7.3mm,0.29 英寸)或小于导引器护套将被导入其中的管腔的直径。导引器护套可为例如大约 6French(直径为 2.3mm,0.092 英寸),以及大约 8 French(直径为 2.67mm,0.105 英寸)。导引器护套可为本领域普通技术人员已知的,例如 Dubrul, et al. 的美国专利 No. 5183464 中所述的导引器护套。

[0138] 可将导引器护套插入第二动脉切口 128。导引器护套可将第二动脉切口 128 扩展到可操作的尺寸。可在布置辅助封闭装置和 / 或使用其它封闭方法之前和 / 或之后和 / 或同时将导引器护套插入第二动脉切口 128。

[0139] 图 32 和 33 示出在动脉切口装置 2 已被布置到生物管腔 114 以及从该生物管腔去除之后的示例性生物管腔 114。生物管腔 114 可具有第一动脉切口 120 和第二动脉切口 128。生物管腔 114 可具有第二动脉切口 128。生物管腔 114 可在动脉切口(示出为第二动脉切口 128)的一侧具有第一膜 / 网(web)140,而在动脉切口 120 或 128 的相对侧上具有第

二膜 142。来自第一膜 140 和第二膜 142 的如箭头所示的自然压力可自密封动脉切口 120 或 128。

[0140] 可为第一动脉切口 120 和 / 或第二动脉切口 128 配置一个或多个辅助封闭装置。辅助封闭装置可提供力或约束以帮助止血。辅助封闭装置可永久地或临时地配置。辅助封闭装置可在实现止血之后和 / 或在相关的动脉切口 120 或 128 基本上或完全愈合之后生物溶解 (biodissolve)。来自辅助封闭装置的力可保持从大约 15 分钟到大约 24 小时或更长时间, 例如大约 120 分钟。

[0141] 图 34 示出处于压缩构型的张紧器 58。如箭头所示的压缩力可压缩张紧器第一支腿 68 和第二支腿 70。在压缩构型中, 张紧器支腿间外径 78 可从大约 0.51mm(0.020 英寸) 到大约 2.54mm(0.100 英寸), 例如为大约 1.5mm(0.060 英寸)。

[0142] 图 35 和 36 示出布置张紧器 58 的方法。如图 35 所示, 张紧器 58 可处于压缩构型。张紧器 58 可暴露在如箭头 144 所示的压缩力下。可通过可缩回的护套、夹具或本领域普通技术人员已知的其它方法或它们的组合施加压缩力。如箭头 146 所示的展开力可将张紧器 58 布置到动脉切口 120 或 128 内。

[0143] 动脉切口 120 或 128 可具有动脉切口直径 148。动脉切口直径 148 可从大约 0.5mm(0.020 英寸) 到大约 400mm(15 英寸), 较窄的范围为从大约 1.0mm(0.040 英寸) 到大约 10.2mm(0.400 英寸), 例如为大约 2.54mm(0.100 英寸)。当处于压缩构型时, 张紧器支腿间外径 78 可小于动脉切口直径 148。张紧器第一肩部 64 和第二肩部 66 可足够宽以与动脉切口 120 或 128 干涉配合。张紧器第一肩部 64 和第二肩部 66 可分散管腔壁表面 118 上的力。

[0144] 如图 36 所示, 可从张紧器 58 去除压缩力。张紧器第一支腿 68 和第二支腿 70 可如箭头所示张开。张紧器 58 可将动脉切口 120 或 128 压成基本上或完全是平的和 / 或闭合的和 / 或拉紧的构型。动脉切口 120 或 128 的壁可紧密接触。

[0145] 动脉切口 120 或 128 可具有动脉切口宽度 150 和动脉切口高度 152。动脉切口宽度 150 可大约为动脉切口 120 或 128 的周长的一半。动脉切口宽度 150 可为从大约 1.0mm(0.040 英寸) 到大约 10.2mm(0.400 英寸), 例如为大约 4.06mm(0.160 英寸)。

[0146] 动脉切口高度 152 可大约为张紧器支腿直径 76。动脉切口高度 152 可小于大约 0.51mm(0.020 英寸), 更窄地小于大约 0.38mm(0.015 英寸)。动脉切口高度 152 可为从大约 0.25mm(0.010 英寸) 到大约 1.3mm(0.050 英寸), 例如为大约 0.38mm(0.015 英寸)。动脉切口高度 152 可足够小以使得能够越过动脉切口 120 或 128(实现) 细胞生长、血液凝固、声密封、热密封、粘接、提高的自密封以及它们的组合。

[0147] 张紧器第一肩部 64 和第二肩部 66 可足够宽以与动脉切口 120 或 128 干涉配合。张紧器第一脚部 72 和第二脚部 74 可足够宽以与动脉切口 120 或 128 干涉配合。张紧器第一脚部 72 和第二脚部 74 可分散管腔壁表面 118 上的力。

[0148] 可在使用下文和 / 或前文所述的任何辅助封闭装置、自密封封闭方法或它们的组合之前和 / 或同时和 / 或之后堵塞和 / 或包扎和 / 或用止血塞塞住动脉切口 120 或 128。塞子、裹布 (pack)、止血塞或它们的组合 (未示出) 可由明胶海绵、骨胶原、本领域内的普通技术人员已知的其它可植入以及可生物相容的止血塞材料或它们的组合制成。

[0149] 图 37 到 40 示出将压力夹 84 布置到动脉切口 120 或 128。图 37 示出延伸和 / 或

弄细和 / 或弄直和 / 或张紧压力夹第二端部 96。压力夹护套 98 可如箭头所示沿压力夹第二支腿 92 平移并平移到压力夹第二端部 96 上。可在压力夹第二端部 96 被延伸和 / 或弄细和 / 或弄直和 / 或张紧之后将压力夹 84 布置到动脉切口。

[0150] 如图 38 所示,可相对于压力夹头部 88 转动压力夹第二支腿 92,使得压力夹第二支腿 92 和压力夹头部 88 基本上成一直线。可如箭头所示通过第一动脉切口 120 布置压力夹第二支腿 92。可通过管腔壁 116 布置压力夹第二支腿 92(例如,如果不存在第一动脉切口 120;如果第一动脉切口 120 没有相对于第二动脉切口 128 适当地定位)。

[0151] 图 39 示出缩回和 / 或展宽和 / 或释放和 / 或放松压力夹第二端部 96。压力夹护套 98 可如箭头所示沿压力夹第二支腿 92 平移并移离压力夹第二端部 96。可在将压力夹 84 布置到动脉切口之后缩回和 / 或展宽和 / 或释放和 / 或放松压力夹第二端部 96。

[0152] 如图 40 所示,在通过第一动脉切口 120 布置压力夹第二支腿 92 之后,可释放压力夹第二支腿 92 或使其变形以便相对于压力夹头部 88 转动。压力夹头部 88 可安放在第一动脉切口 120 内。压力夹第一支腿 90 和第二支腿 92 可如箭头所示分别向第一膜 140 和第二膜 142 施加力。

[0153] 图 41 和 42 示出围绕和 / 或穿过动脉切口 120 或 128 布置缝线 154 的方法。缝线 154 可被拉紧以向动脉切口 120 或 128 施加额外的压力。缝线 154 可具有结 156 或其它打结构造或装置,例如小拭子或夹具。

[0154] 图 43 和 44 示出靠近和 / 或穿过动脉切口 120 或 128 布置细丝 106 的方法。细丝 106 可通过第一结 156a 或其它打结构造或装置连接到第一小拭子 158a。细丝 106 可通过第二结 156b 或其它打结构造或装置连接到第二小拭子 158b。第一小拭子 158a 和第二小拭子 158b 可以是本领域内的普通技术人员已知的其它压力扩散器 (diffuser),例如前文以及下文所述的紧线钳 100。

[0155] 图 45 和 46 示出处于第一缩回构型的紧线钳布置装置 159。紧线钳布置装置 159 可具有压力检查口 160。压力检查口 160 可与紧线钳布置装置 159 例如一外部管腔的手柄 (未示出) 之上或附近的传感器或端口流体连通,在该装置中可例如从来自外部管或端口的端部的流动和 / 或通过透明或半透明窗口观察到血流。压力检查口 160 可有助于将紧线钳布置装置 159 布置到压力检查口 160 被引入压力的位置,例如当压力检查口 160 进入生物管腔 114 时。紧线钳布置装置 159 上或附近的传感器或端口可用信号通知压力检查口 160 已被放置到生物管腔 114 内 (例如通过显示少量的血流)。可将压力检查口 160 布置到生物管腔 114 内,然后从生物管腔 114 缩回到管腔壁 116 刚好阻止压力检查口 160 内的压力的位置。入口壁保持件 54 可另外执行文中所述的压力检查口 160 的功能。紧线钳布置装置 159 可具有输送针口 161。

[0156] 图 47 和 48 示出处于第二输送构型的紧线钳布置装置 159。输送针 162 可滑动地连接于紧线钳布置装置 159。输送针 162 可在紧线钳布置装置 159 处于第二输送构型时从输送针口 161 伸出。

[0157] 图 49 和 50 示出可将紧线钳布置装置 159 布置到动脉切口 120 或 128 内使压力检查口 160 位于生物管腔 114 内的位置处。输送针口 161 可在管腔壁 116 内或靠近管腔壁 116。

[0158] 图 51 和 52 示出可将紧线钳布置装置 159 置于第二输送构型。如果当紧线钳布置

装置 159 处于第二输送构型时输送针口位于管腔壁 116 内或靠近管腔壁 116, 则输送针 162 可进入管腔壁 116。例如, 输送针 162 可进入第二膜 142。输送针 162 可离开第二膜 142 并如箭头所示进入生物管腔 114。

[0159] 图 53 示出一推进器 164 可滑动地连接于输送针 162。输送针 162 可具有针尖孔 166。紧线钳 100 可在输送针 162 内。可将紧线钳 100 设置在输送针 162 内使得紧线钳第一端部 102 位于推进器 164 的针尖孔 166 一侧。

[0160] 图 54 示出推进器 164 可如箭头所示朝针尖孔 166 移动。输送针 162 可相对于推进器 164 后移, 推进器 164 可相对于输送针 162 前移, 或(执行)它们的组合。推进器 164 可将紧线钳第一端部 102 推出输送针 162。推进器 164 可将紧线钳第一端部 102 推进生物管腔 114。

[0161] 图 55 和 56 示出紧线钳布置装置 159 在将紧线钳第一端部 102 布置到生物管腔 114 内之后可处于第一缩回构型。当输送针 162 缩进紧线钳布置装置 159 内时, 紧线钳第二端部 104 可位于紧线钳布置装置 159 内。细丝 106 可延伸通过输送针口 161。

[0162] 图 57 和 58 示出紧线钳 100 可横过管腔壁布置。当从动脉切口中取出紧线钳布置装置 159 时, 紧线钳第二端部 104 可从输送针口 161 布置在管腔壁 116 外部。紧线钳第一端部 102 可与管腔壁表面 118 形成干涉配合。紧线钳第二端部 104 可与管腔壁 116 的外部或周围组织例如皮下组织形成干涉配合。例如对于图 20 中所示的紧线钳 100, 紧线钳第二端部 104 可滑动地沿细丝 106 朝管腔壁 116 平移。细丝 106 从紧线钳第一端部 102(开始)的位于紧线钳第二端部 104 的相对侧的长度可被切割、折断、撕断或用其它方法去除。

[0163] 图 59 到 63 示出布置紧线钳 100 的方法。输送针 162 可如箭头所示从紧线钳布置输送口 163 伸出。紧线钳布置输送口 163 可位于输送导向件 4 内。输送针 162 可朝管腔 114 前进。

[0164] 图 60 示出可穿过管腔壁布置输送针 162。当输送针 162 穿过管腔壁 116 布置时, 输送针可与第二动脉切口相交或经过第二动脉切口附近。

[0165] 图 61 和 62 示出推进器 164 可如箭头所示穿过输送针 162 前进。紧线钳第一端部 102 可从针尖孔 166 离开。紧线钳第一端部 102 可展开到管腔 114 内。

[0166] 图 63 示出如箭头所示, 输送针 162 可缩进输送导向件 4 内和/或细丝 106 可被拉紧。紧线钳第一端部 102 可与管腔壁表面 118 形成干涉配合。紧线钳第二端部 104(图 63 中未示出)可在细丝 106 上可滑动地平移到管腔壁 116 外部, 并与其形成干涉配合。细丝 106 从紧线钳第一端部 102(开始)的位于紧线钳第二端部 104 的相对侧的长度可被切割、折断、撕断或用其它方法去除。

[0167] 图 64 示出导引针 165, 该导引针的一端例如通过使用 Seldinger 技术如箭头所示穿过管腔壁 116 并插入管腔 114。导引针 165 可以是空心的和/或具有纵向通道。图 65 示出导线 168 可如箭头所示穿过导引针 165 的空心和/或纵向通道布置。

[0168] 图 66 示出可如箭头所示从管腔壁 116 取出导引针 165。导线 168 可基本上保留在原位。在取出导引针 165 之后, 导线 168 的一部分可位于管腔 114 外部, 并且导线 168 的另一部分可位于管腔 114 内。

[0169] 图 67 示出将导线 168 固定地或可滑动地连接到锚杆 6 上的方法。可将导线近端 170 放置于锚杆远端 172 附近。然后可如箭头所示将导线近端 170 连接到锚杆远端 172。

可在一些或全部导线 168 位于管腔 114 内的同时将导线近端 170 连接到锚杆远端 172。可将导线近端 170 构造成卡扣配合、干涉配合、可滑动地连接到锚杆 6 上或（执行）它们的组合。当将导线 168 连接到锚杆 6 上时，导线 168 可用作锚杆延伸部分 14 和 / 或管腔工具。图 68 示出连接于锚杆 6 的导线 168。

[0170] 当可应用时，前文所述的用于布置任何辅助封闭装置的方法可用于布置任何其它的辅助布置装置。本领域技术人员可明显地看到，在不脱离本发明的精神和范围的情况下，可对本公开进行各种修改和变型并且可使用等同物。与任何实施例一起示出的部件对于该特定实施例都是示例性的，并且可用于本公开内的其它实施例。

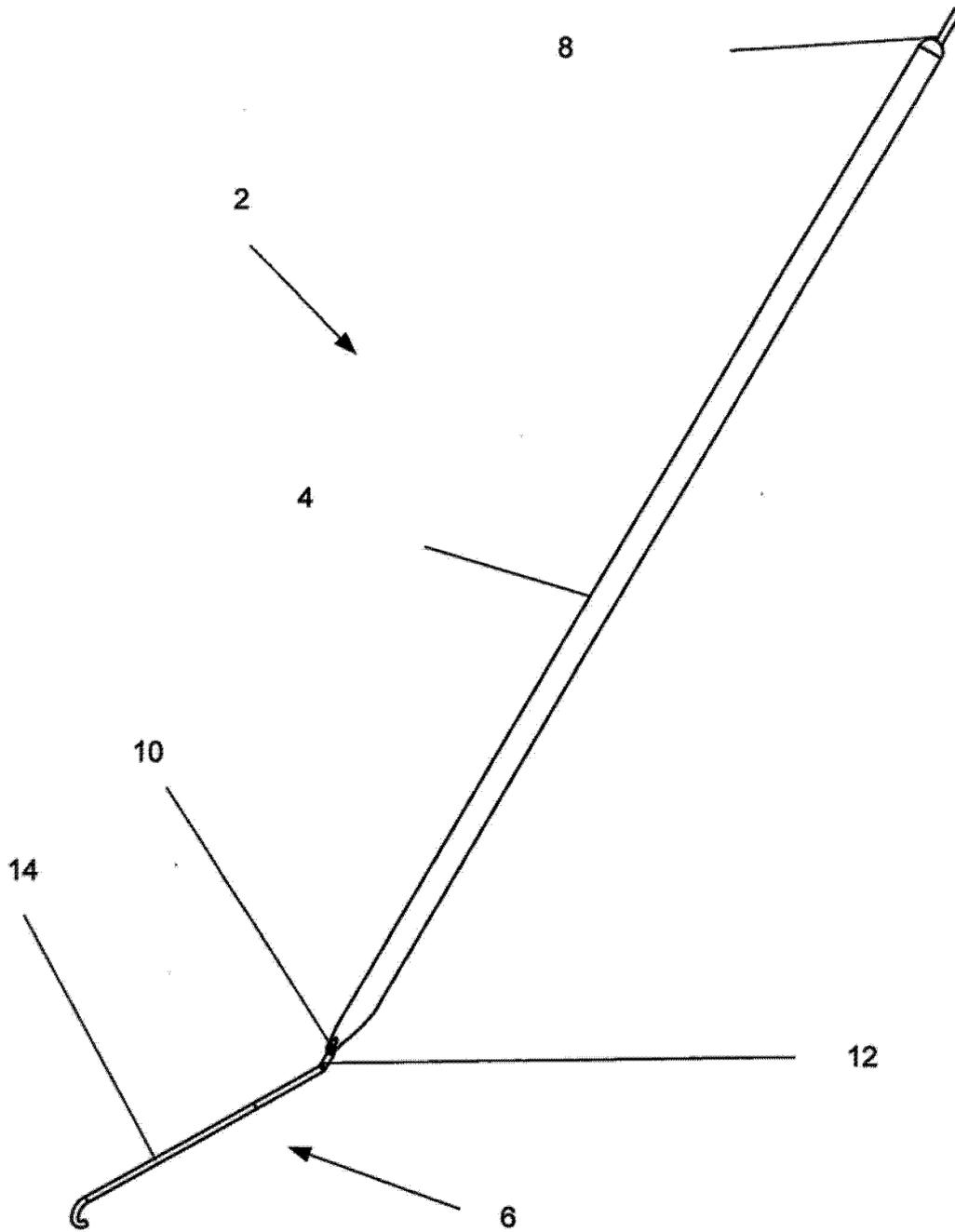


图 1

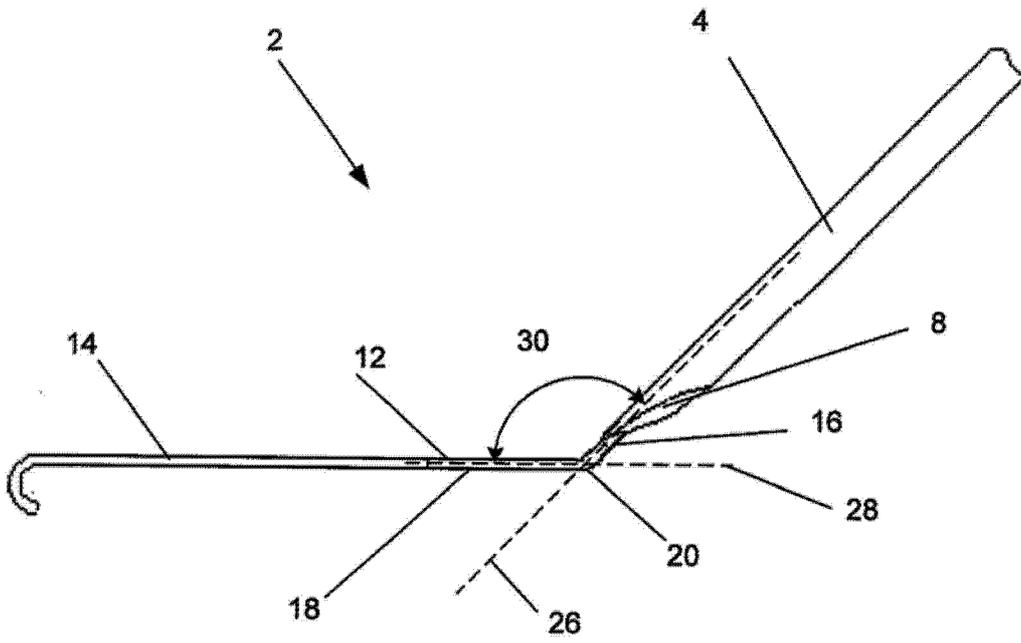


图 2

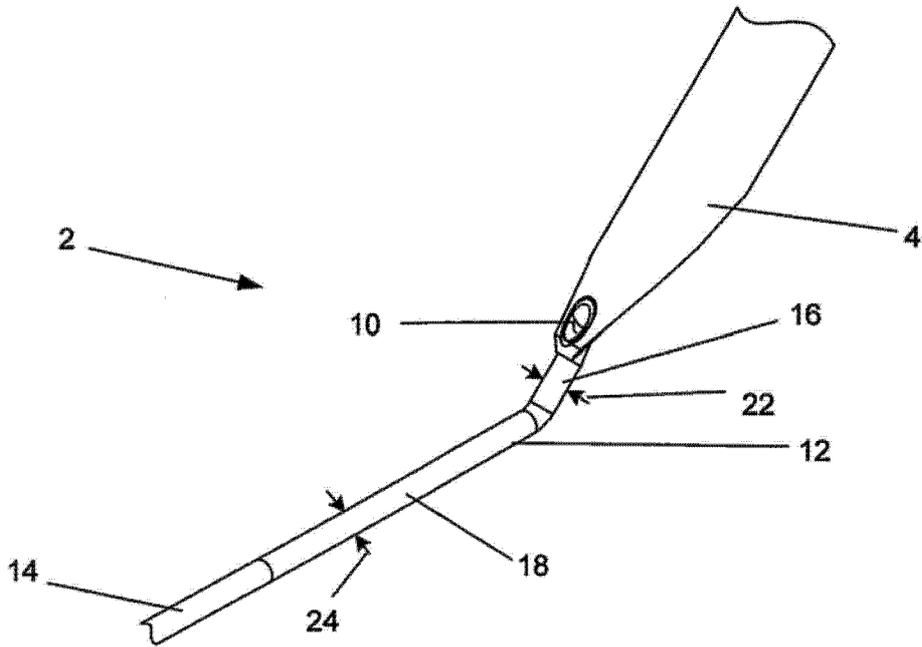


图 3

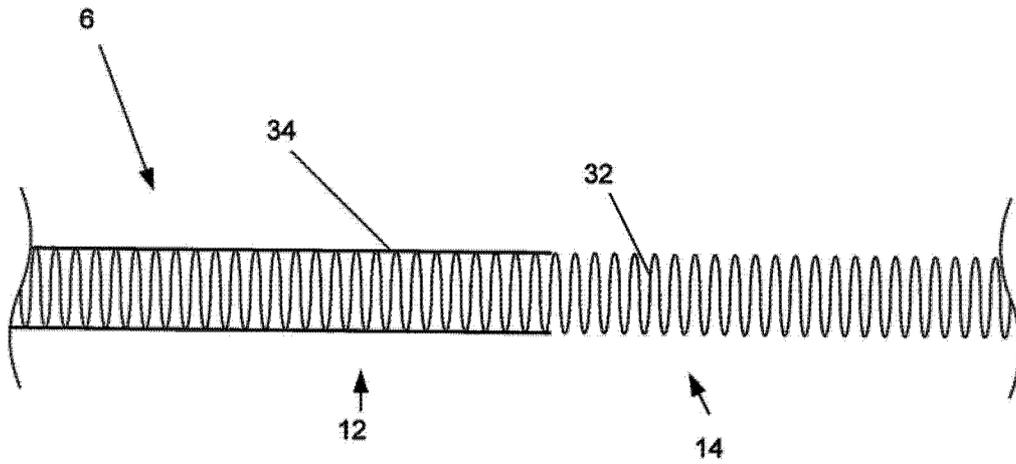


图 4

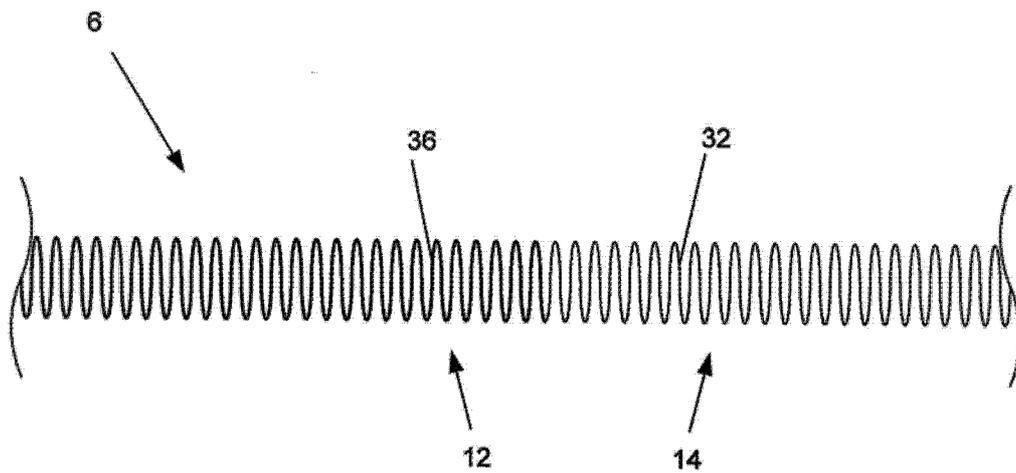


图 5

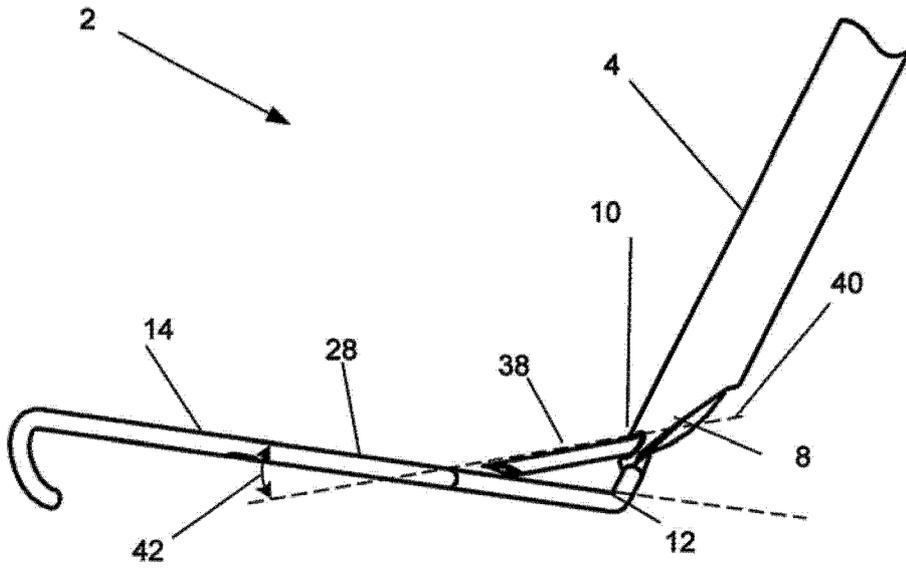


图 6

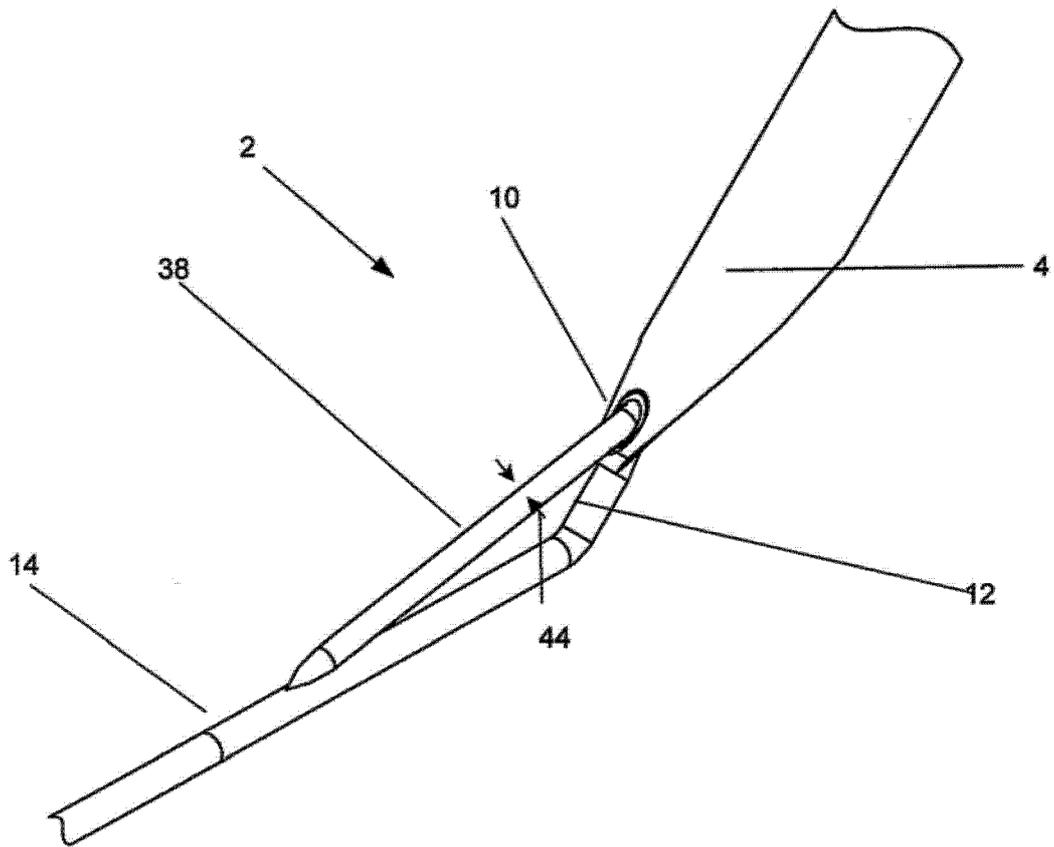


图 7

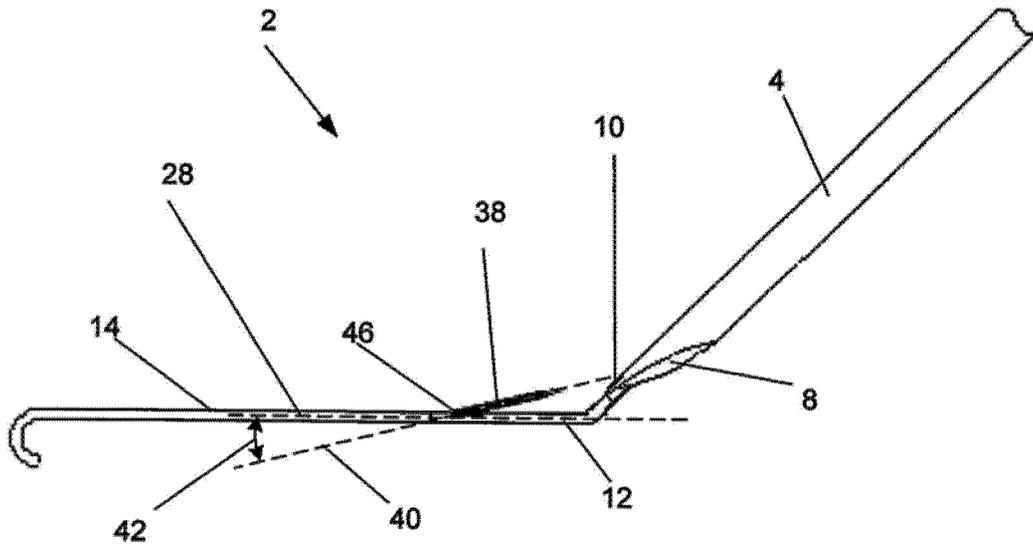


图 8

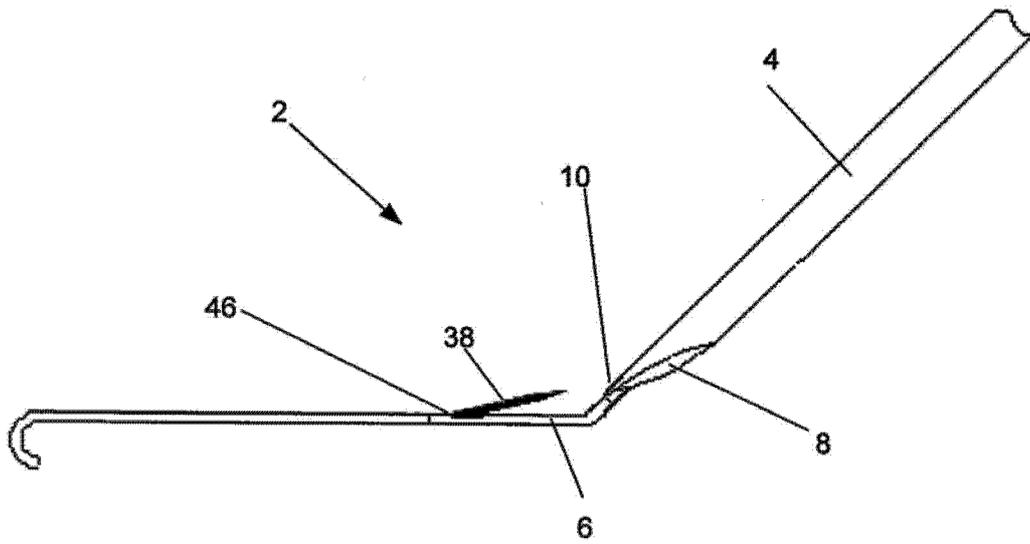


图 9

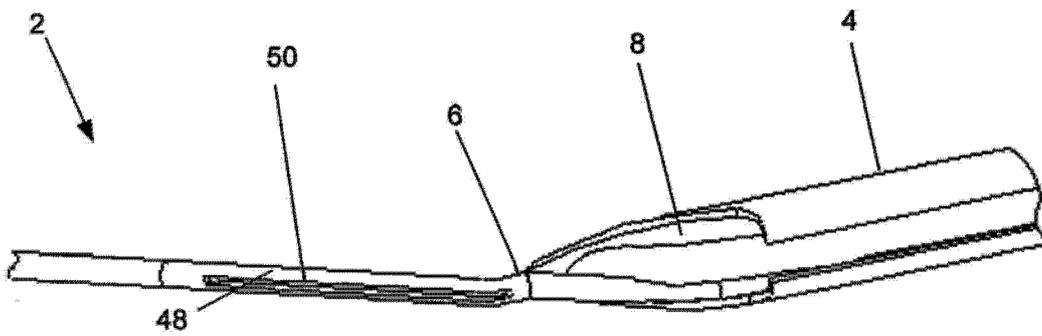


图 10

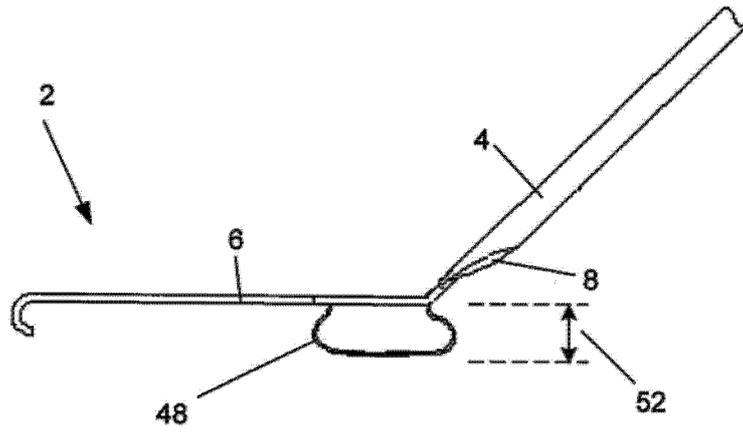


图 11

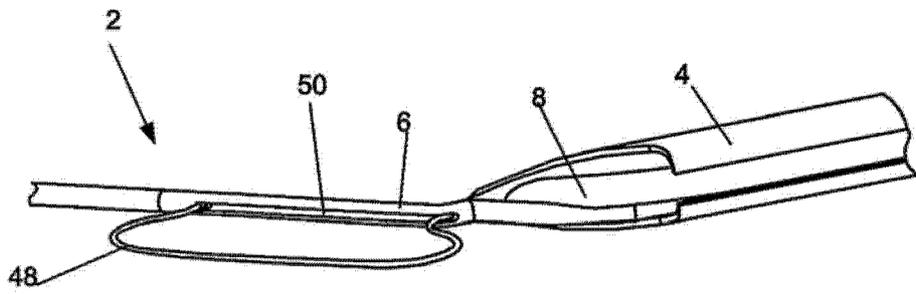


图 12

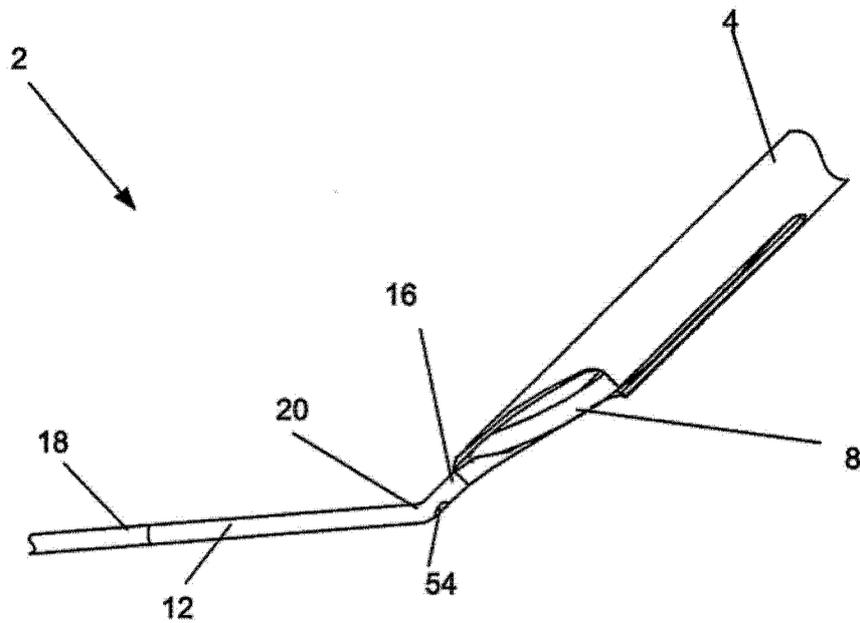


图 13

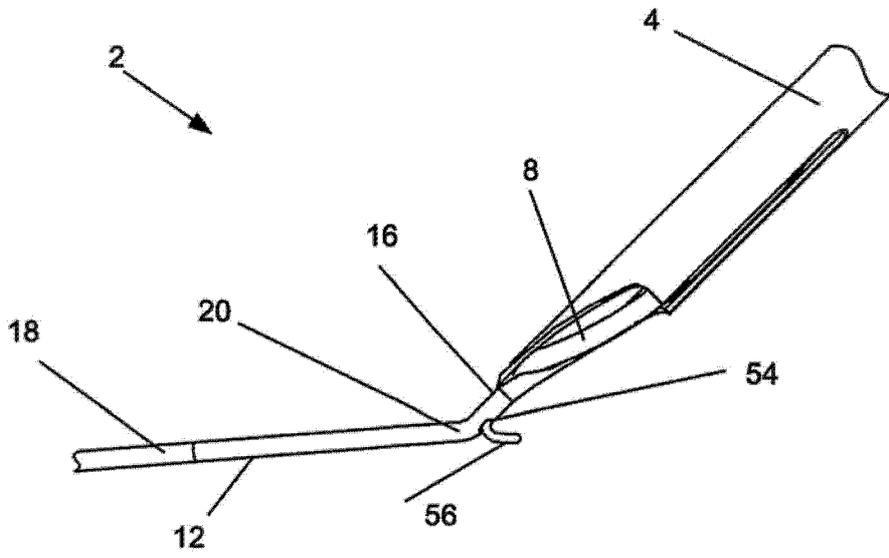


图 14

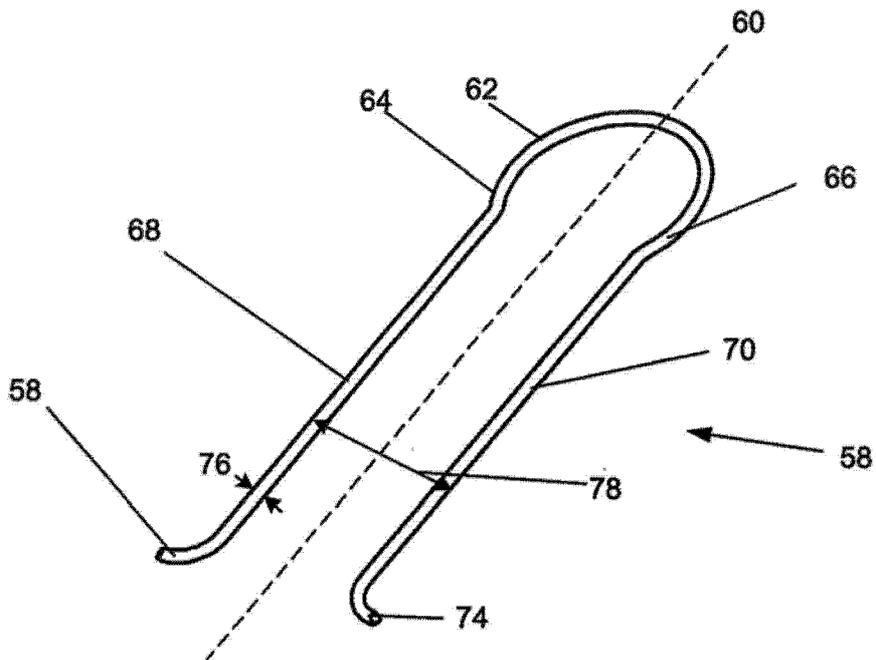


图 15

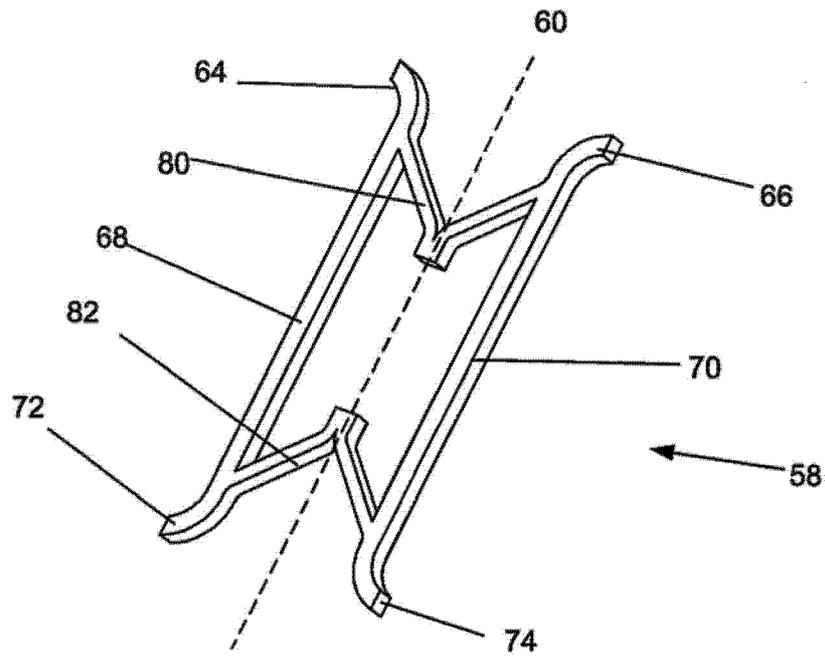


图 16

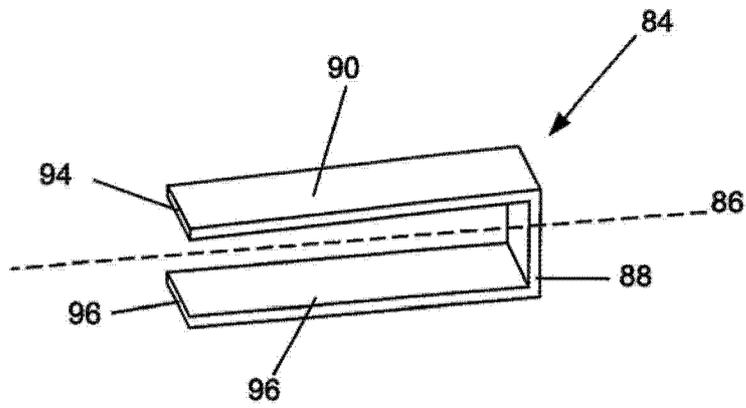


图 17

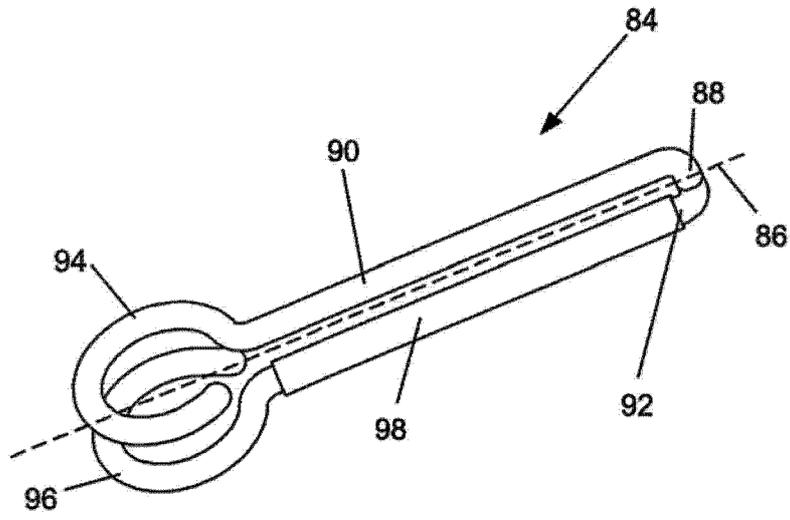


图 18

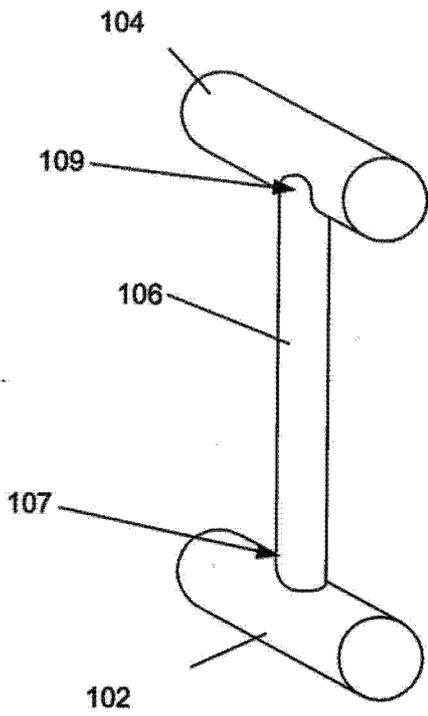


图 19

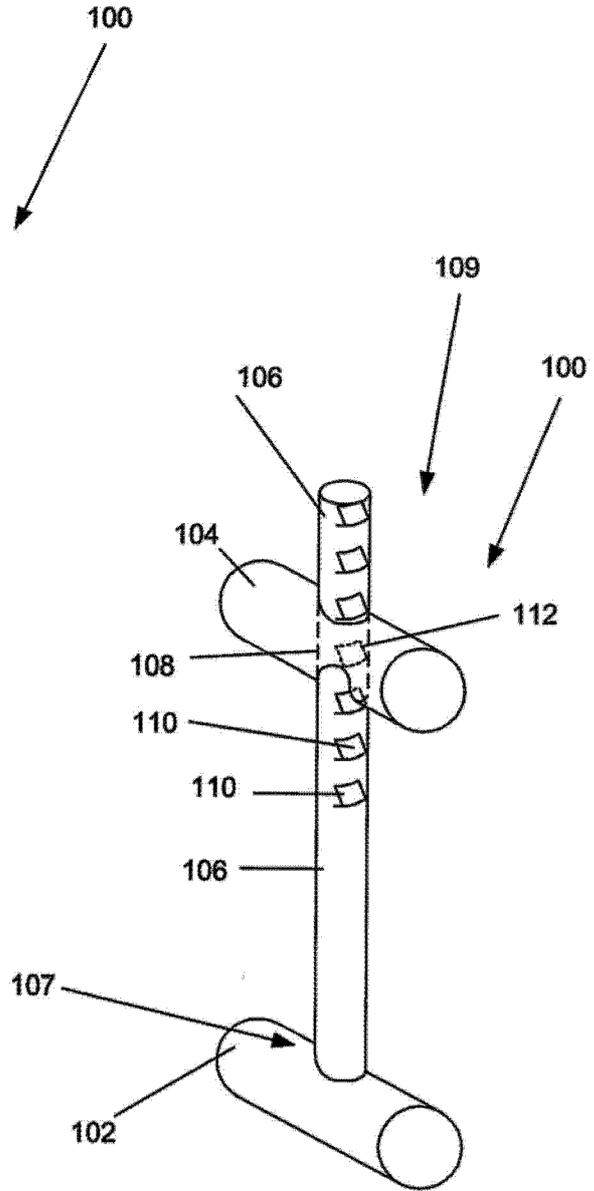


图 20

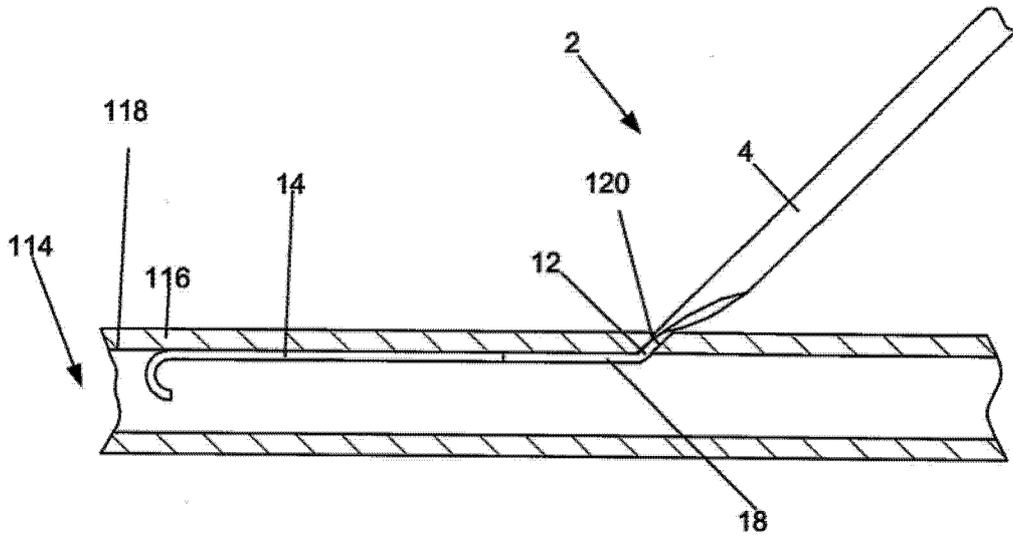


图 21

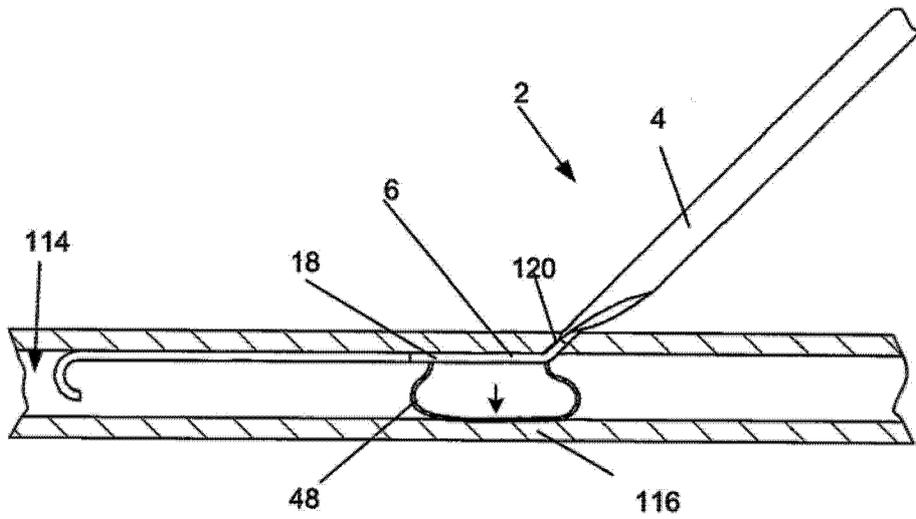


图 22

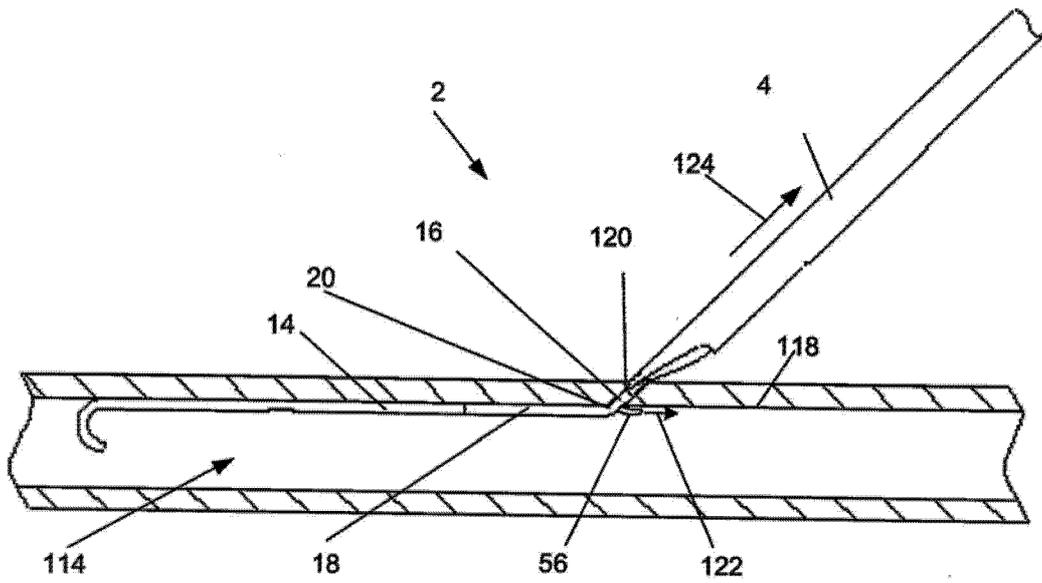


图 23

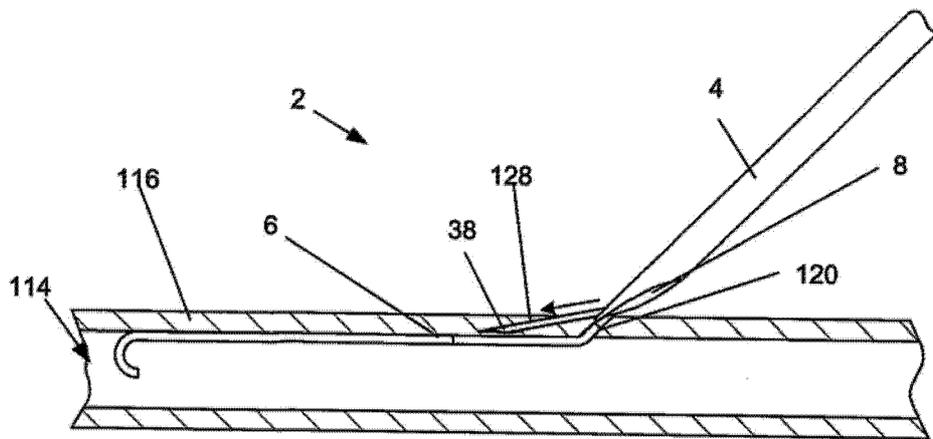


图 24

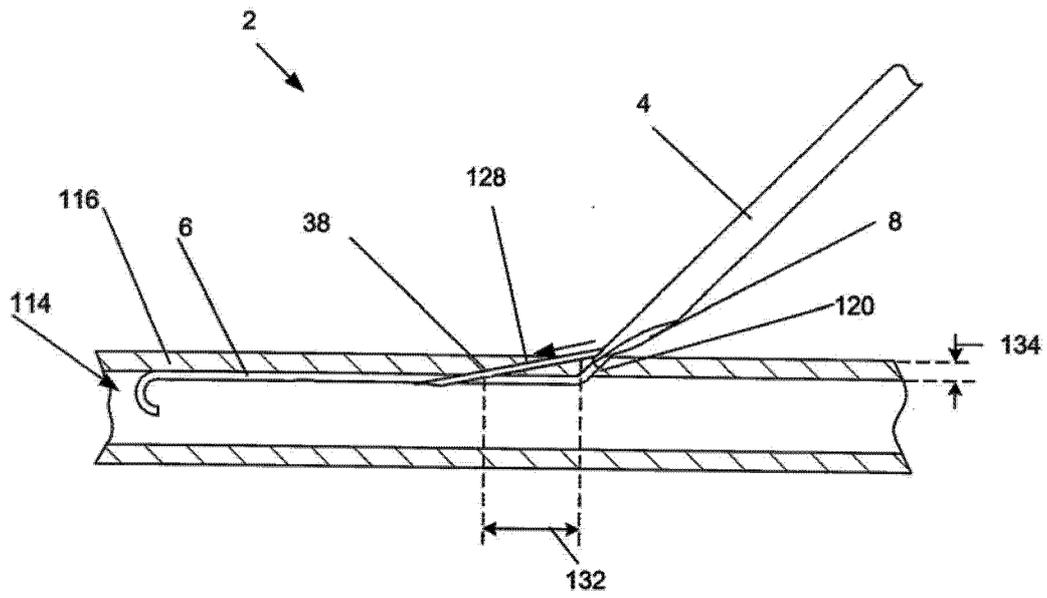


图 25

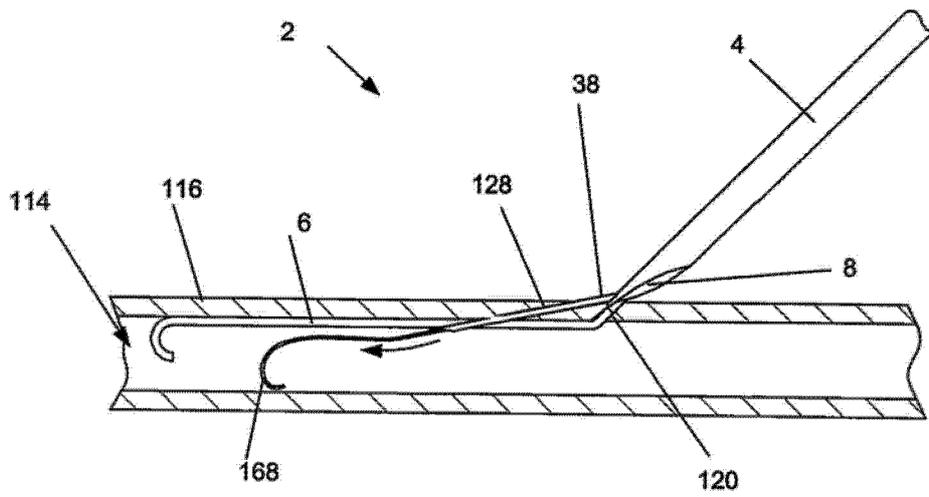


图 26

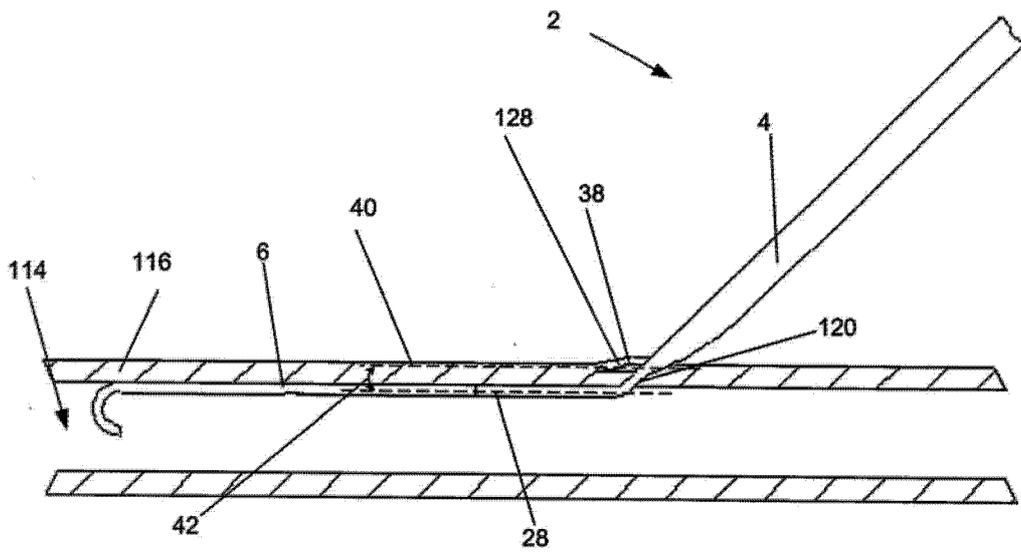


图 27

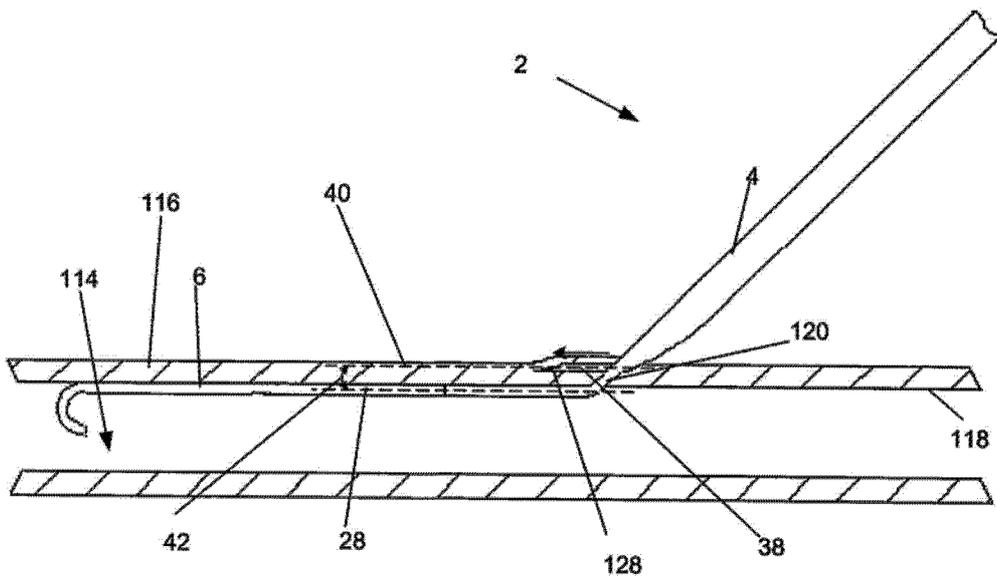


图 28

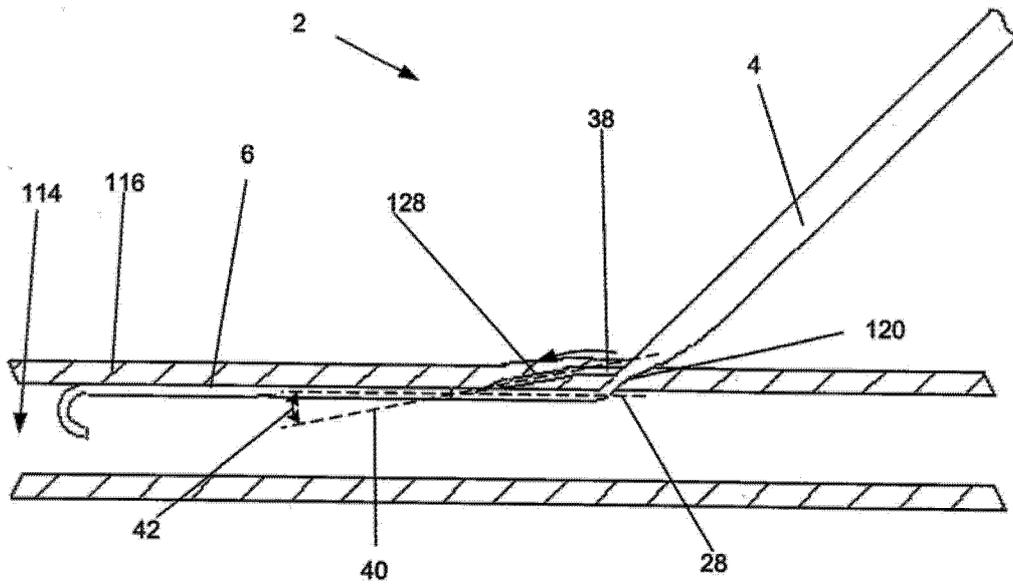


图 29

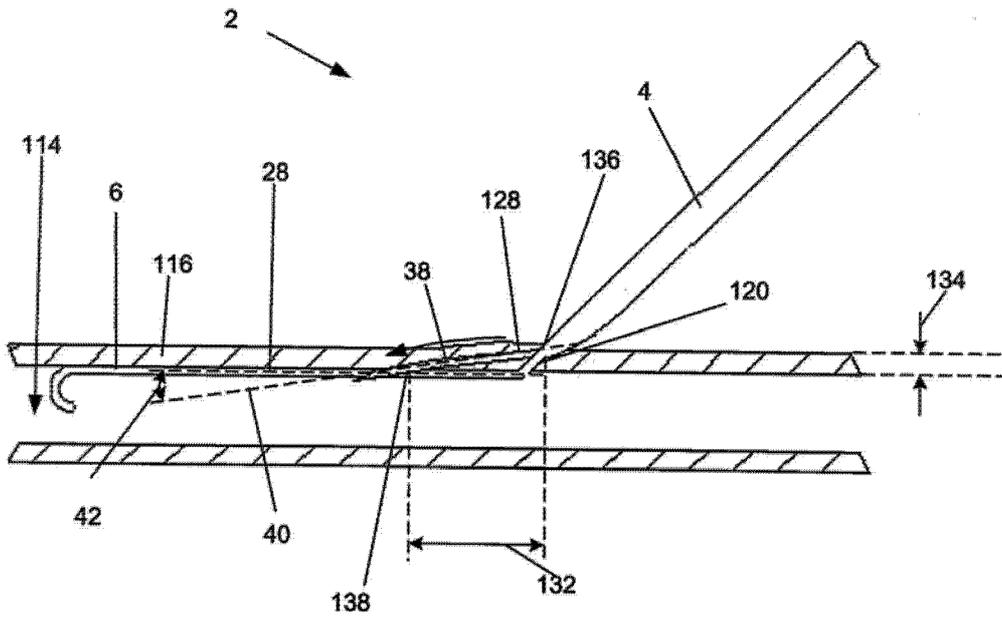


图 30

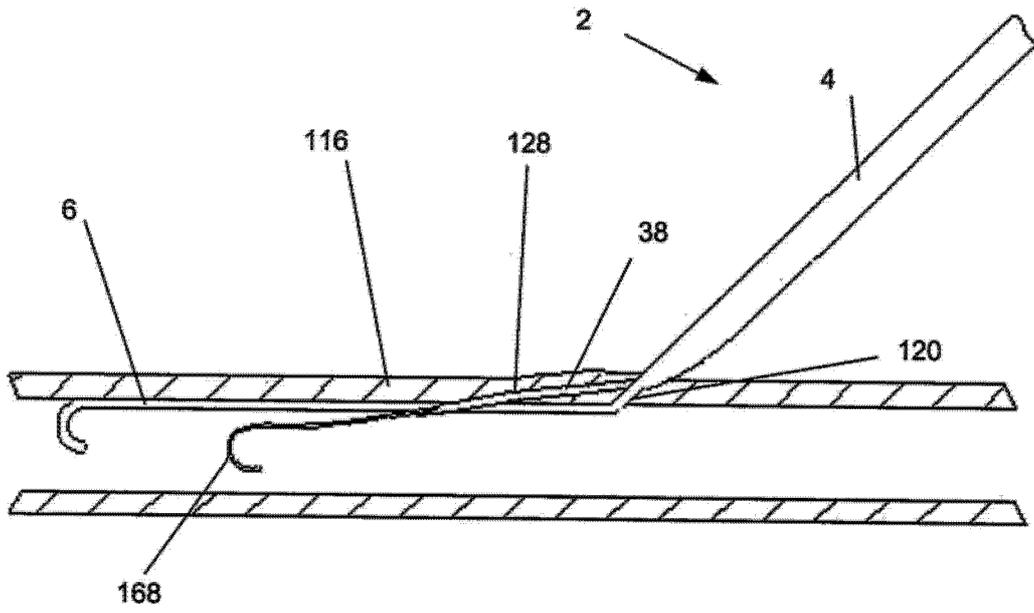


图 31

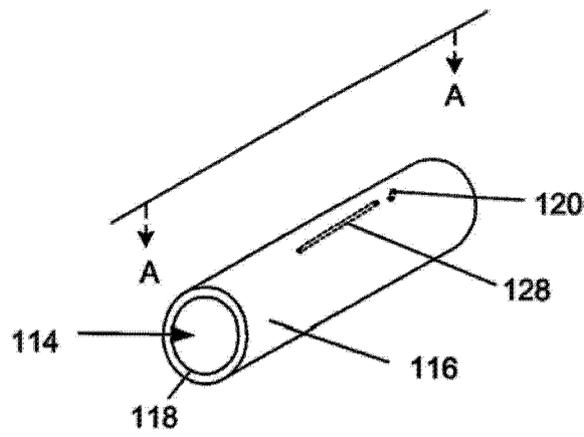


图 32

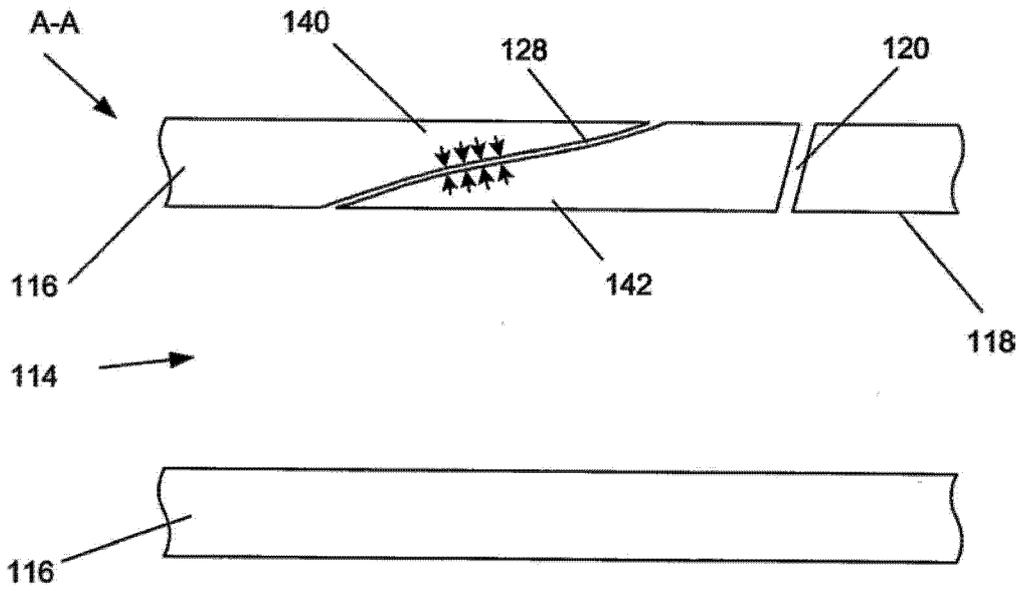


图 33

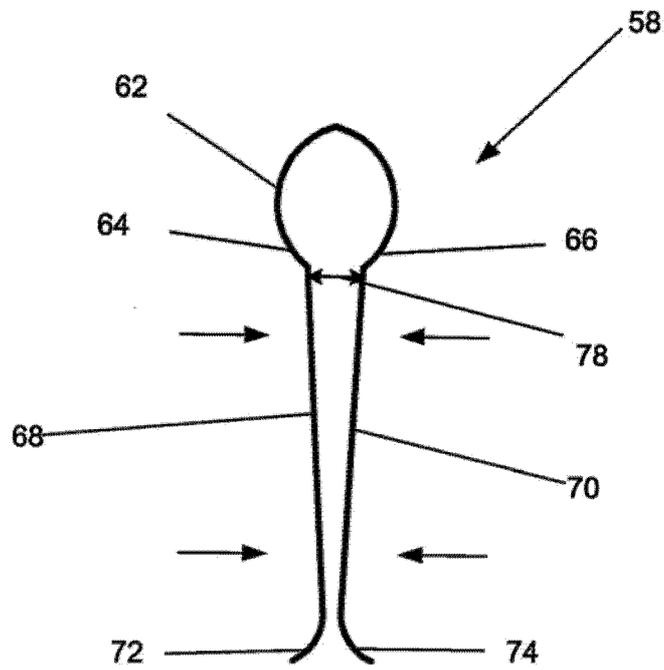


图 34

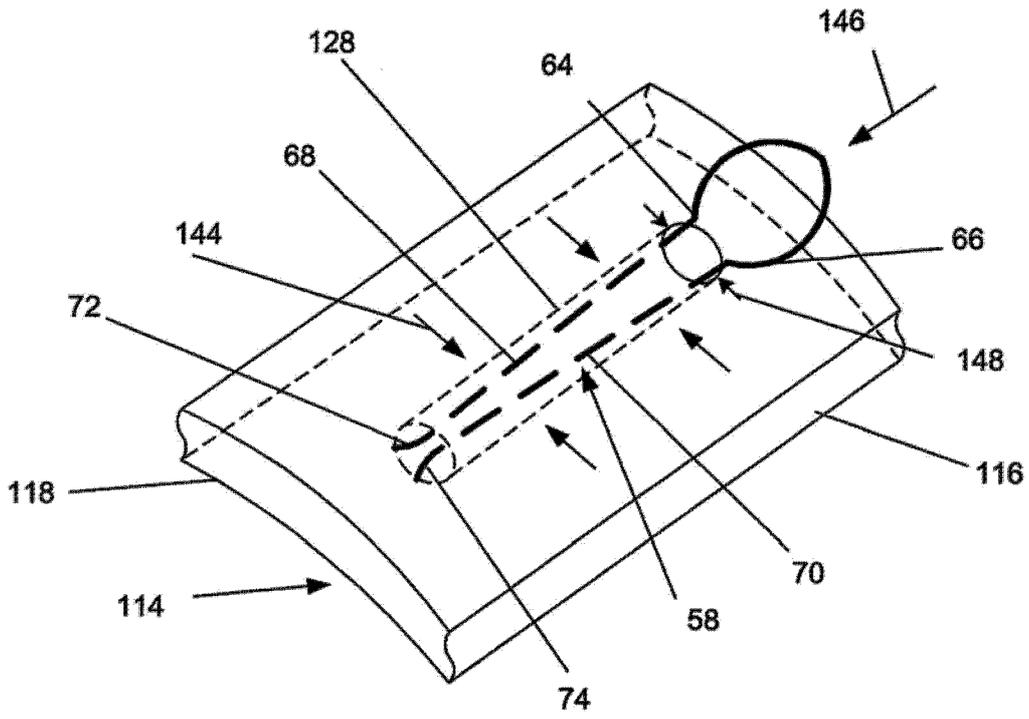


图 35

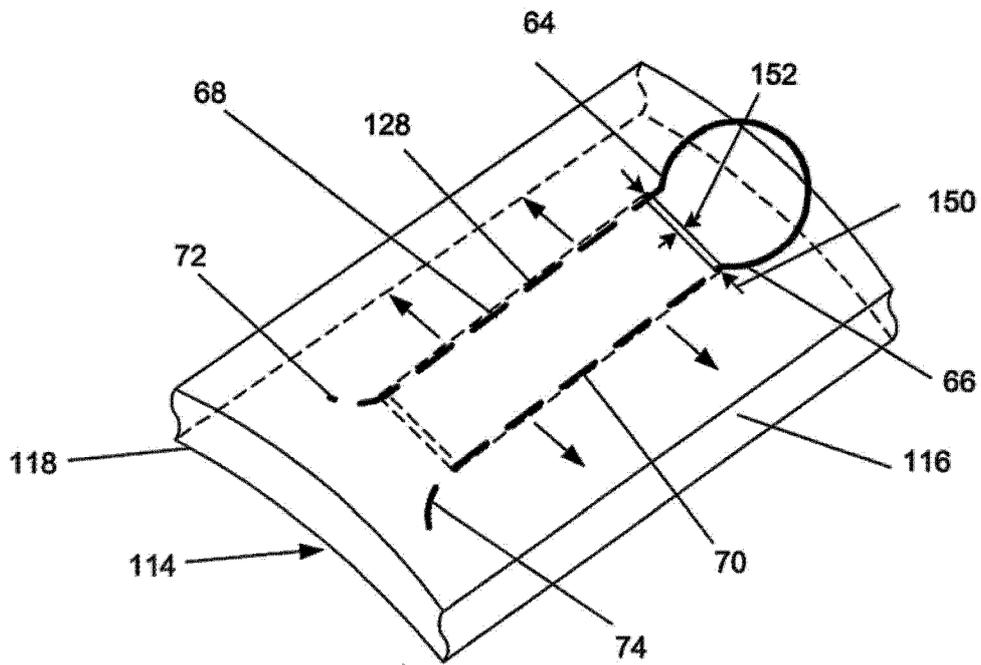


图 36

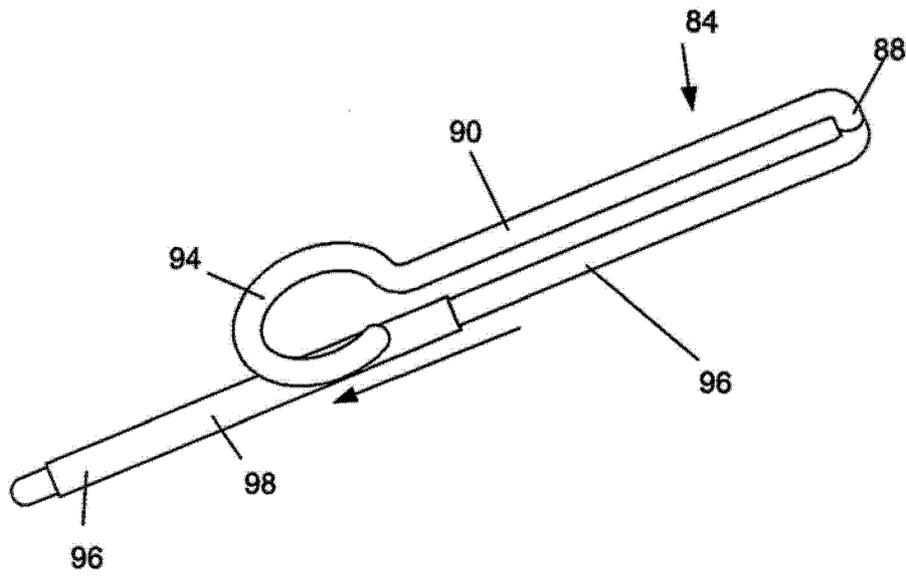


图 37

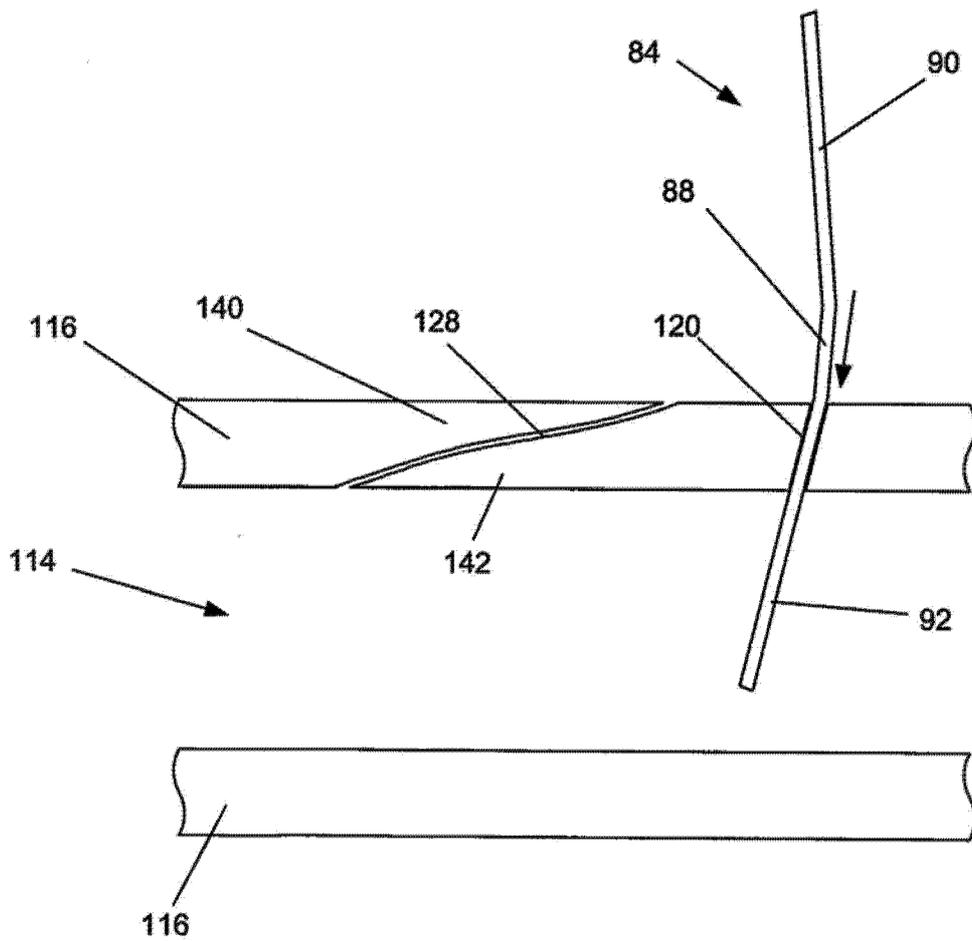


图 38

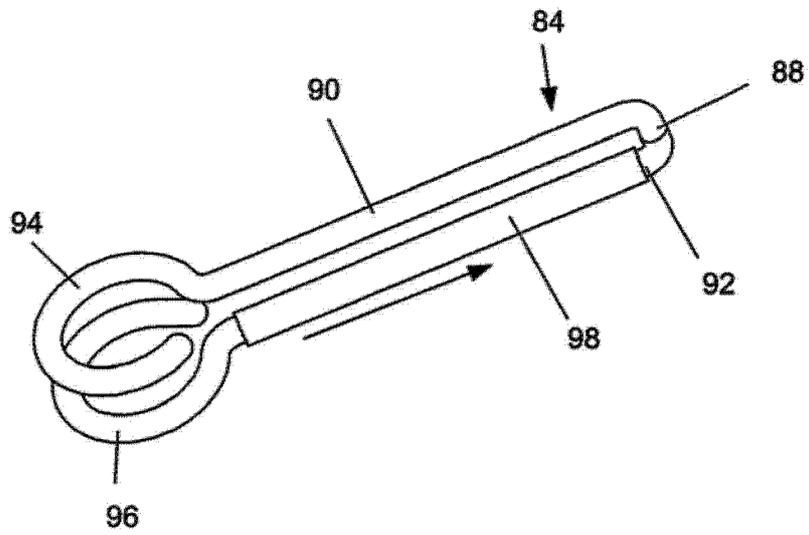


图 39

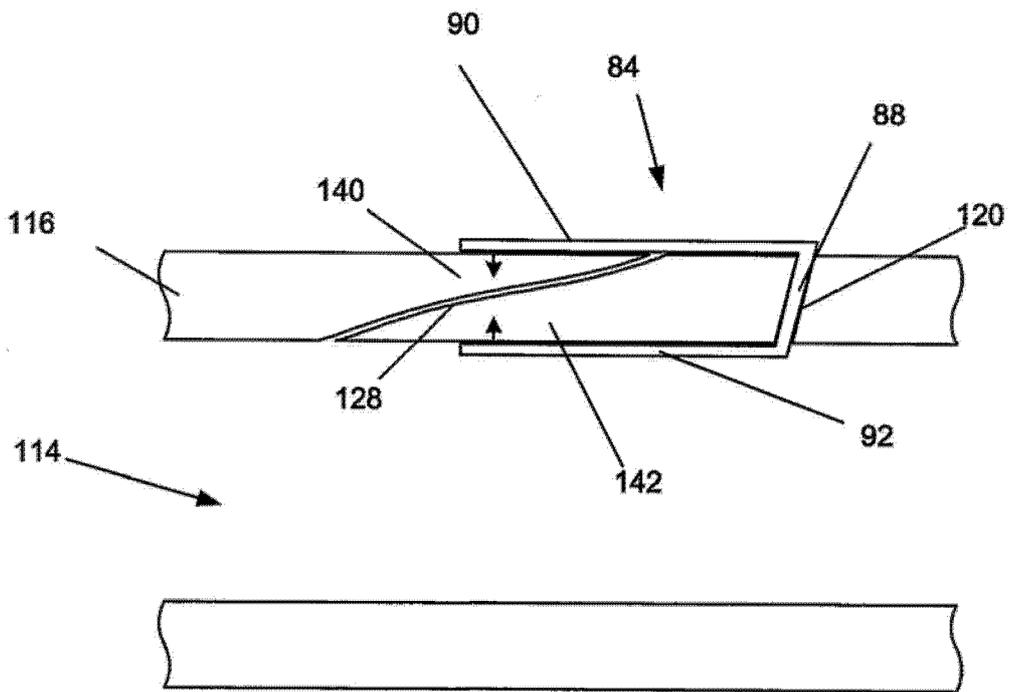


图 40

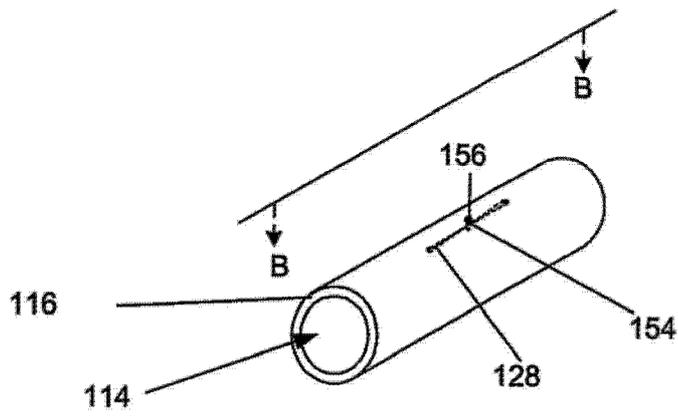


图 41

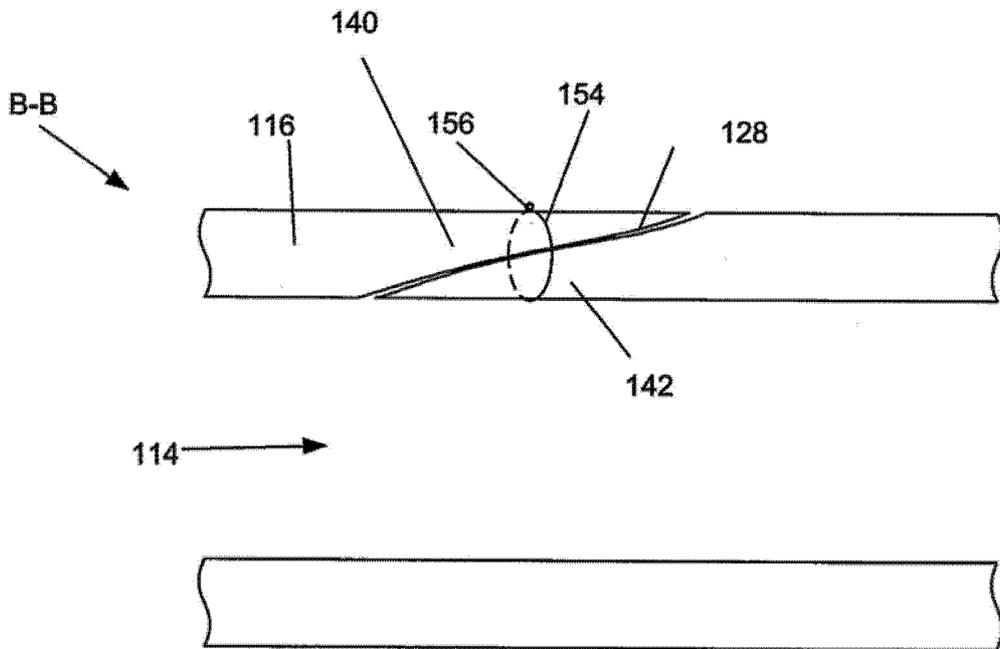


图 42

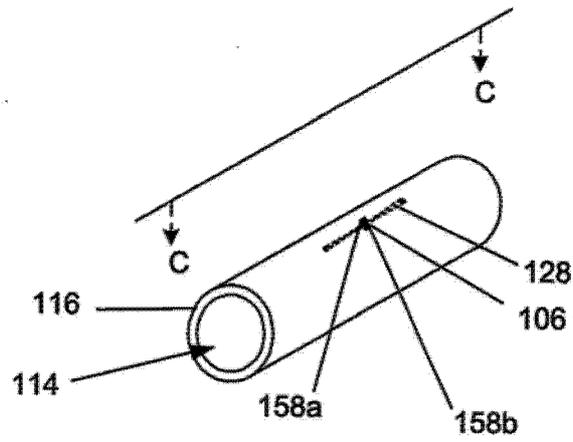


图 43

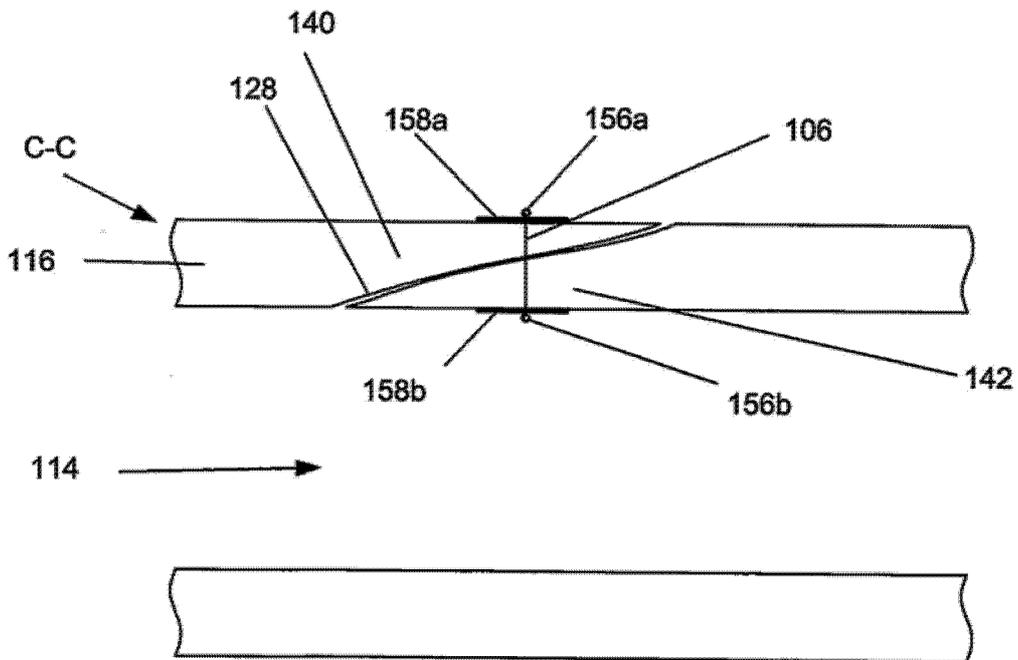


图 44

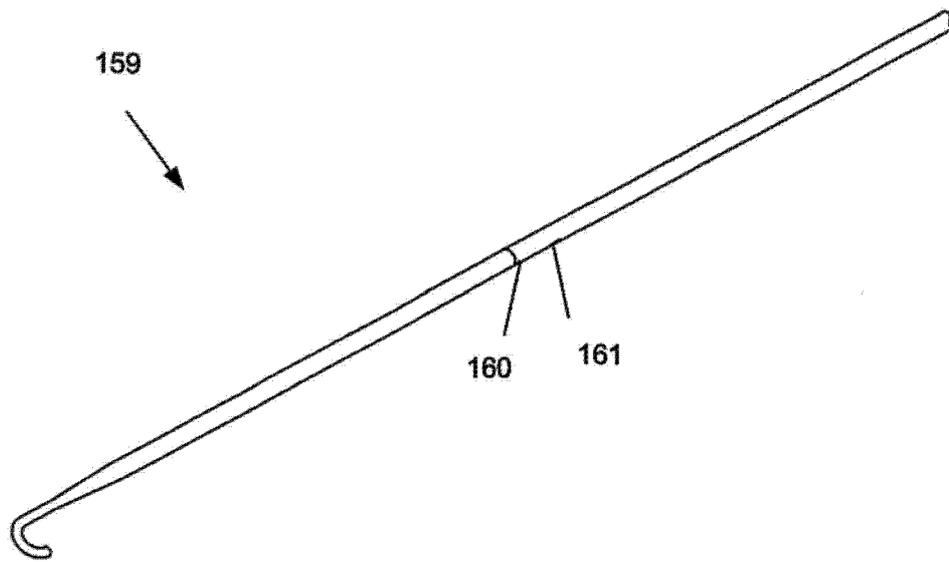


图 45

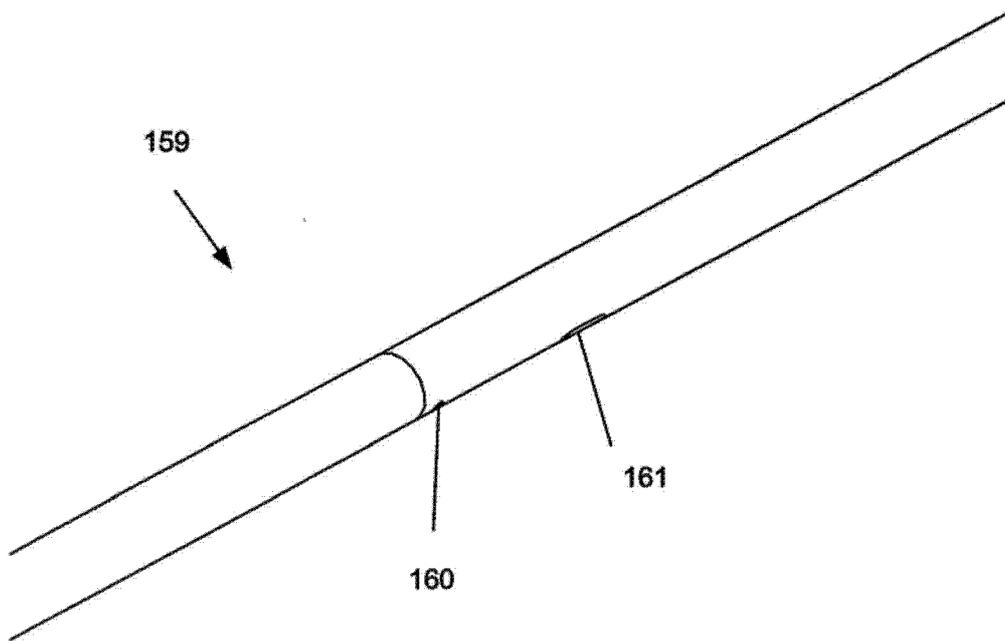


图 46

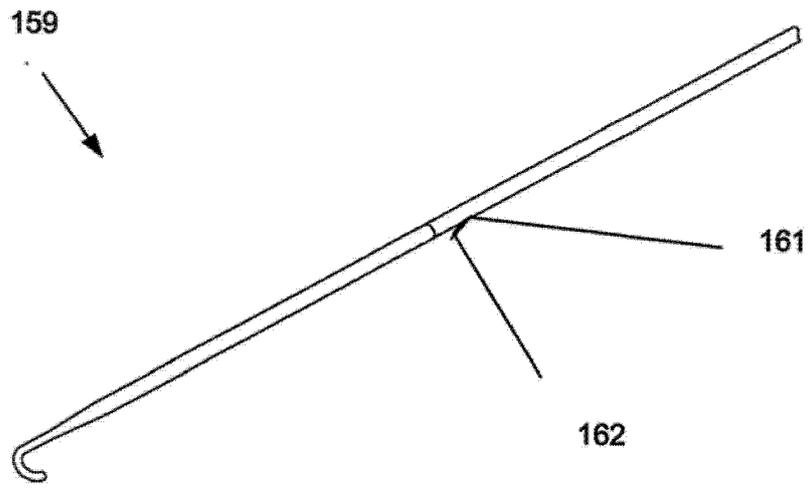


图 47

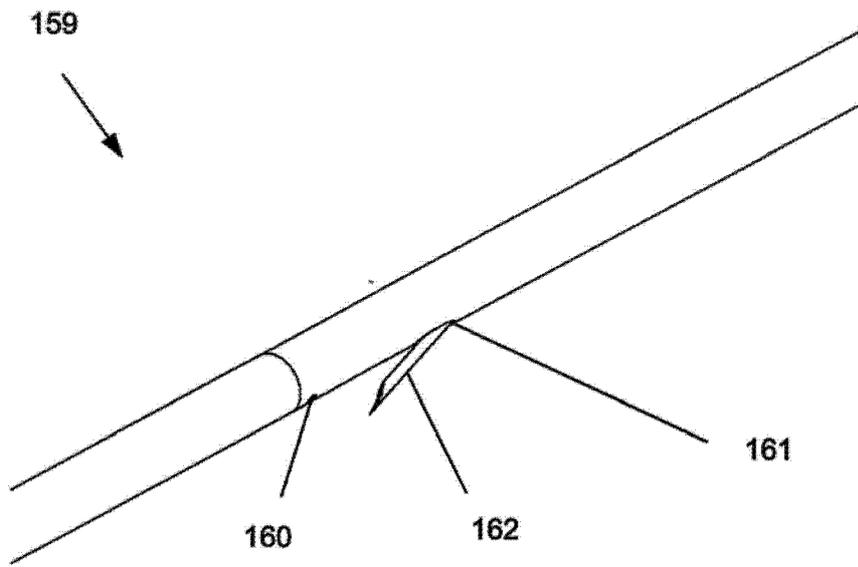


图 48

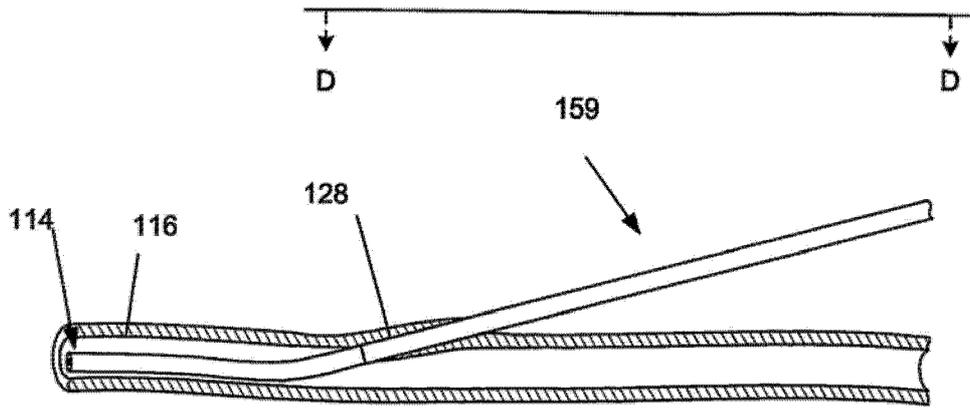


图 49

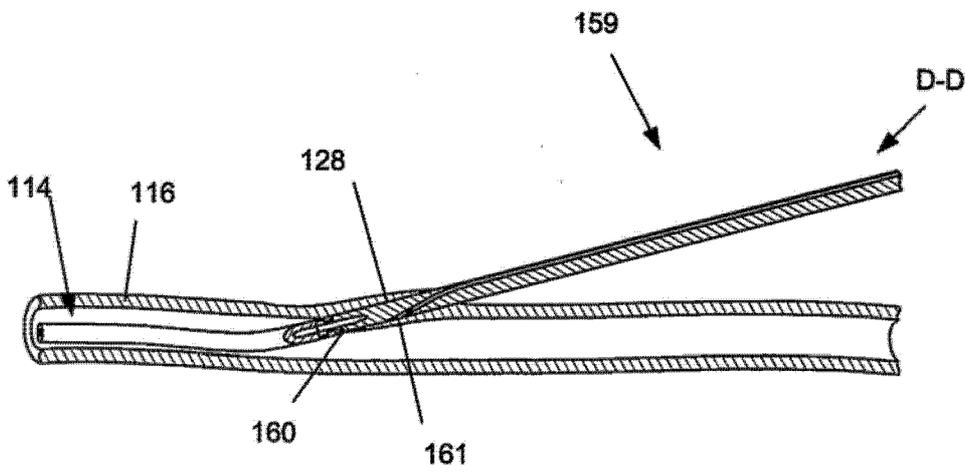


图 50

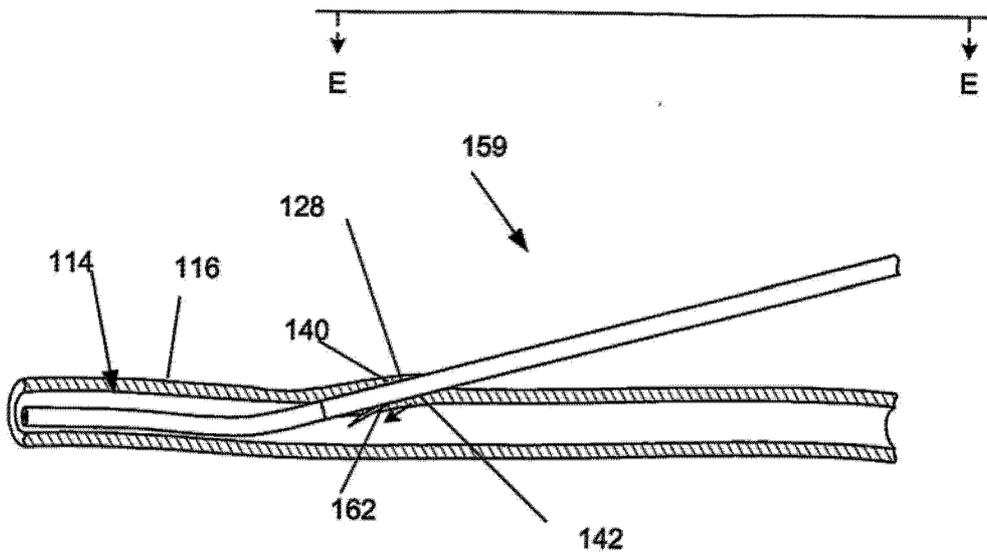


图 51

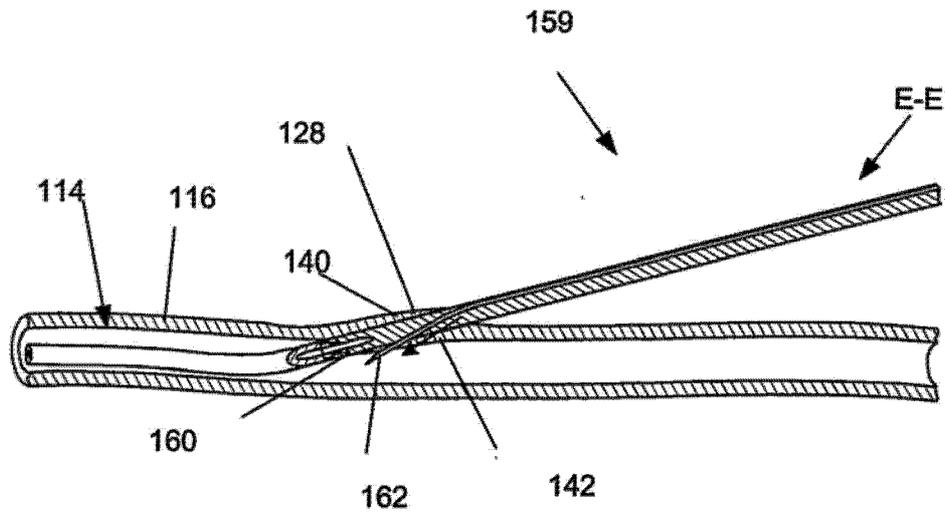


图 52

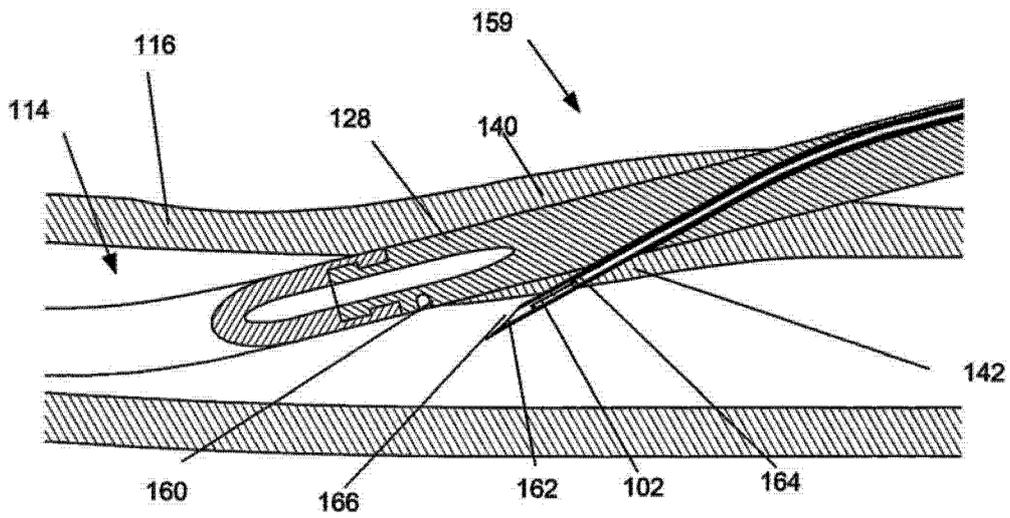


图 53

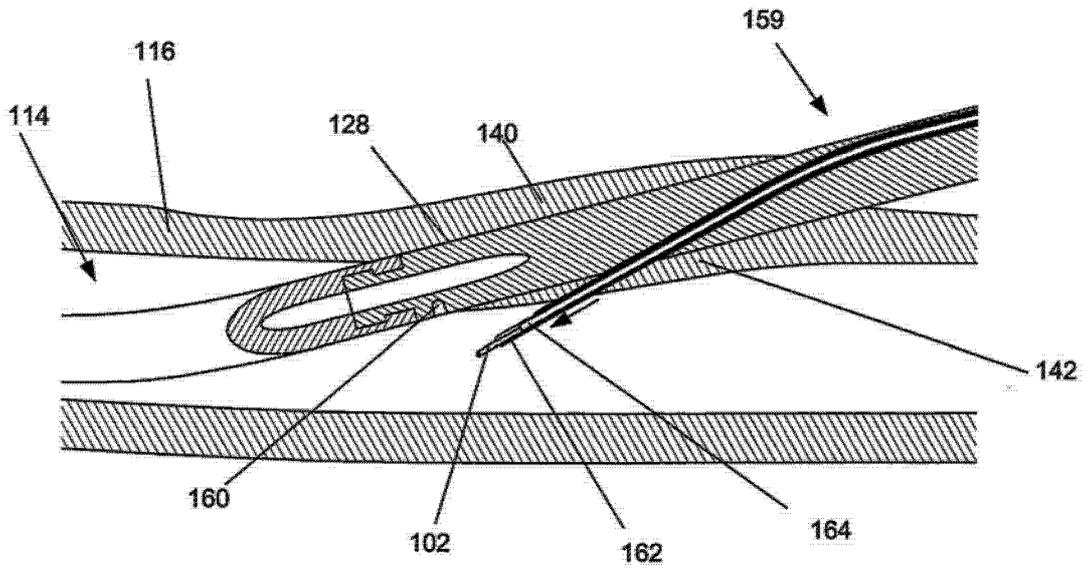


图 54

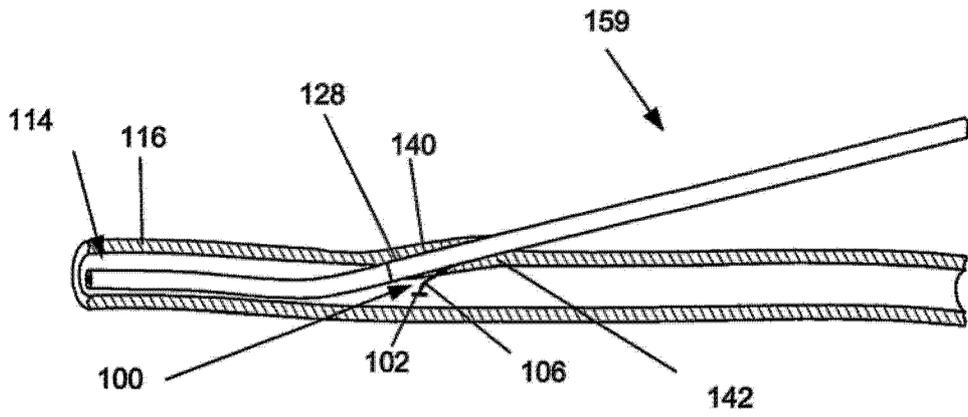


图 55

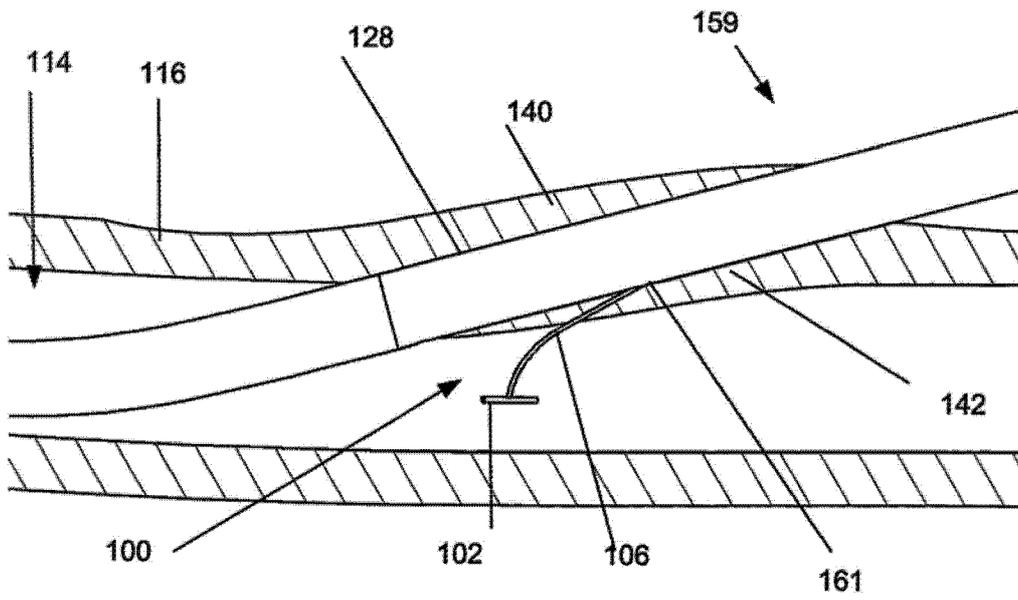


图 56

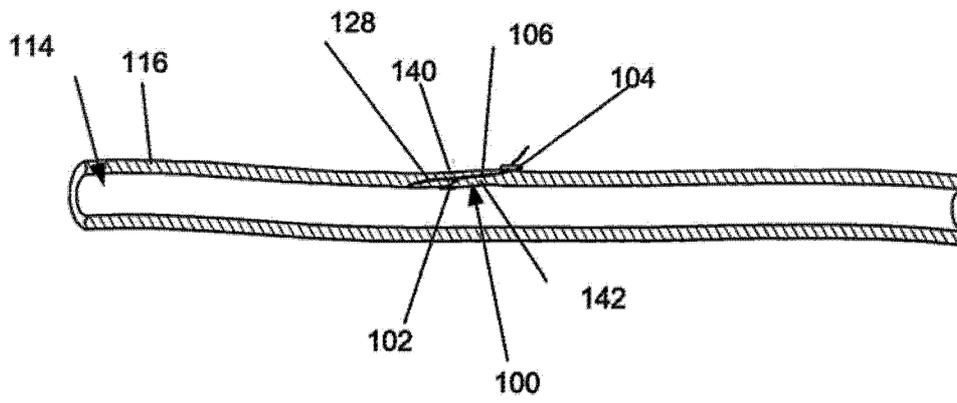


图 57

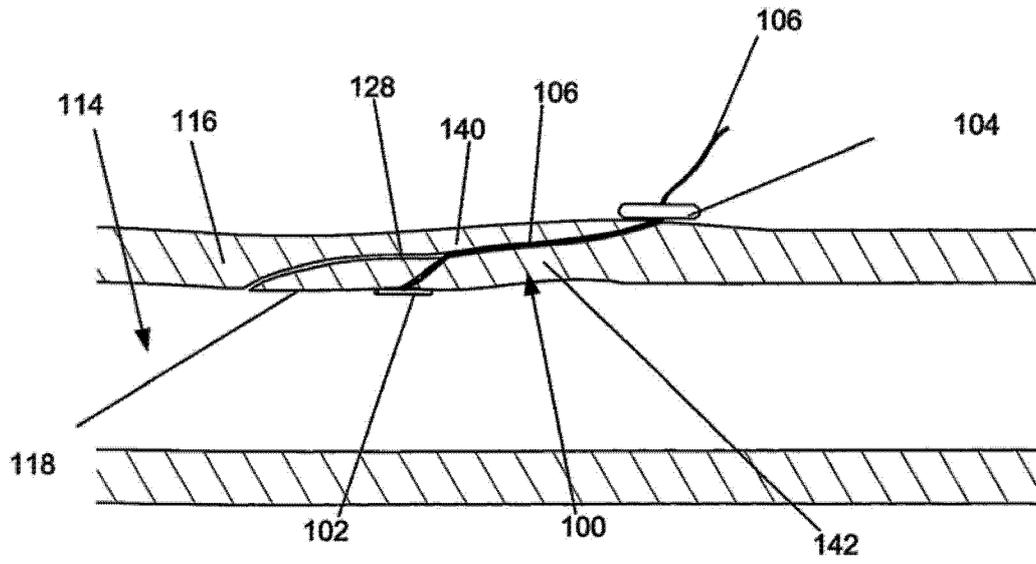


图 58

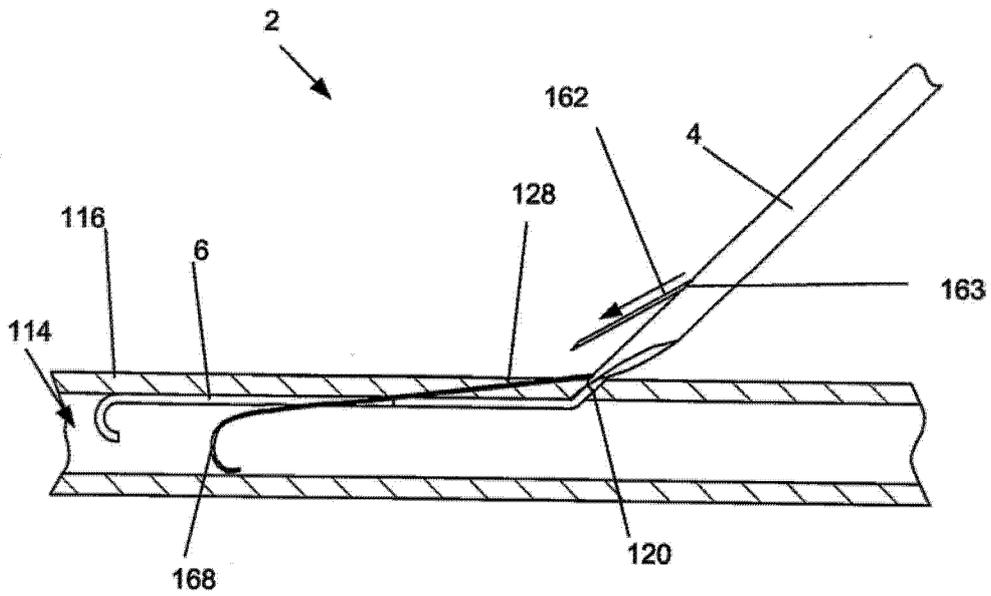


图 59

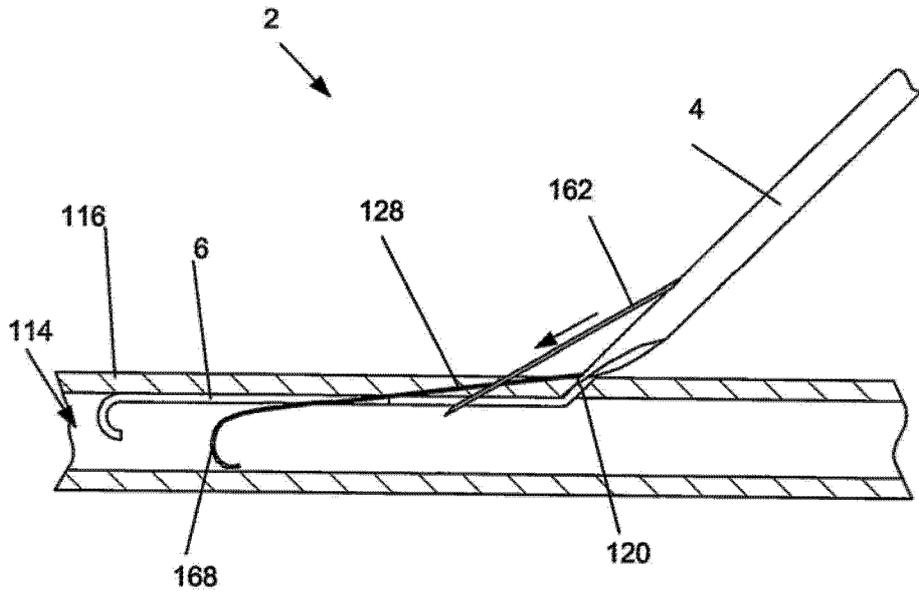


图 60

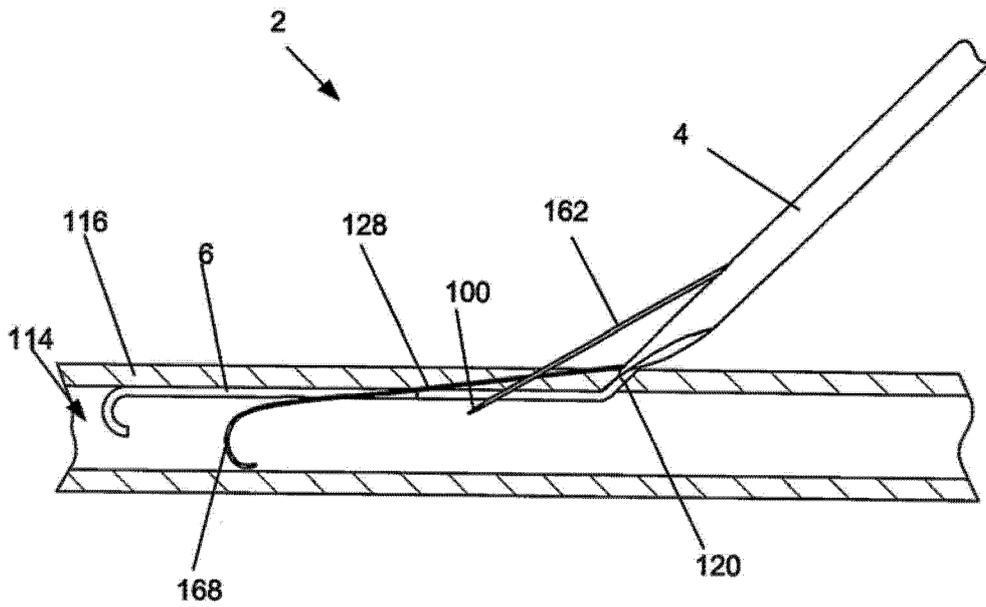


图 61

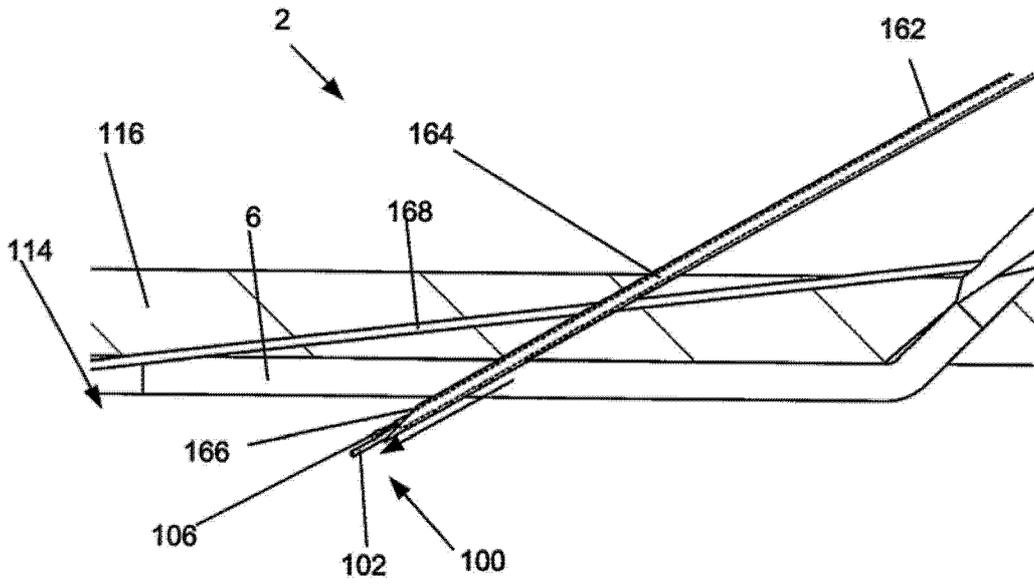


图 62

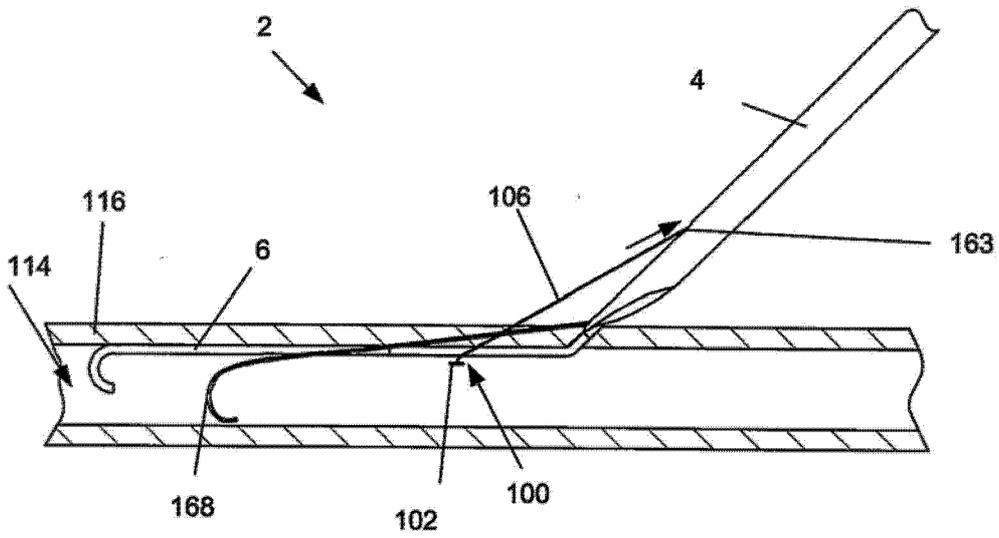


图 63

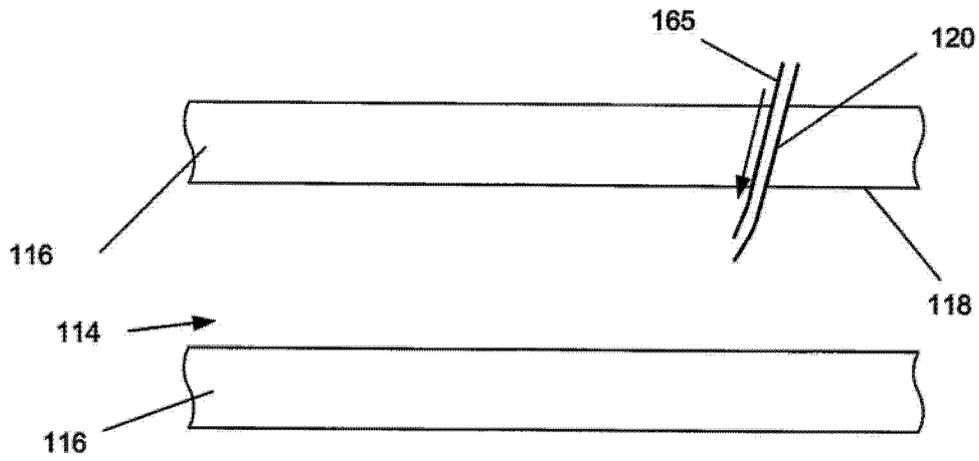


图 64

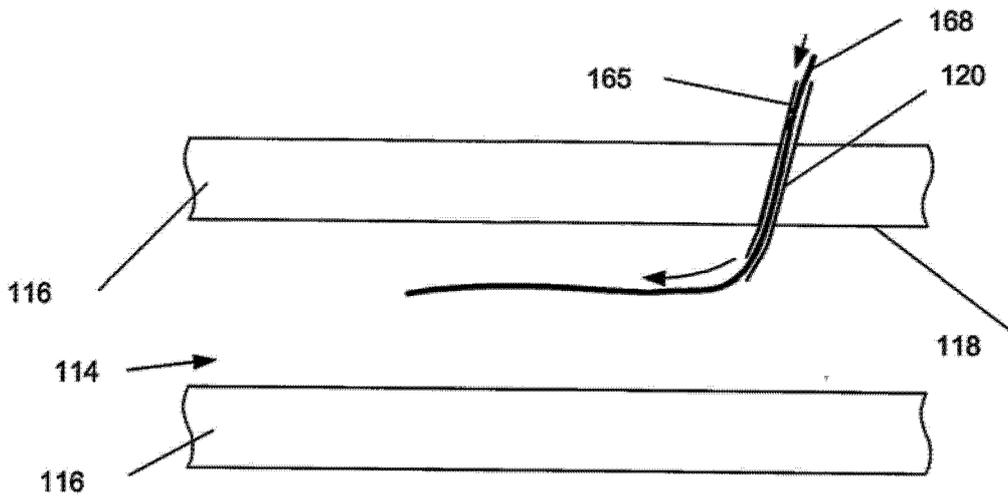


图 65

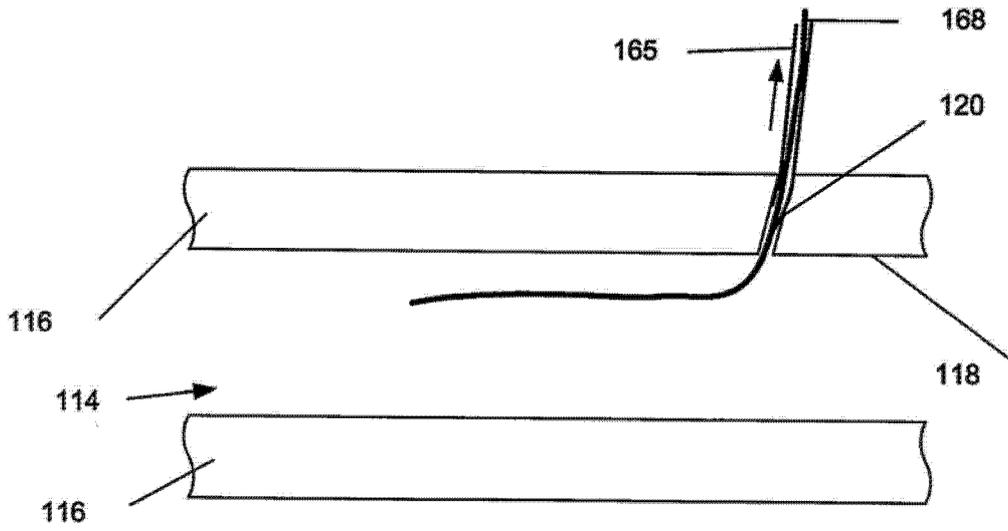


图 66

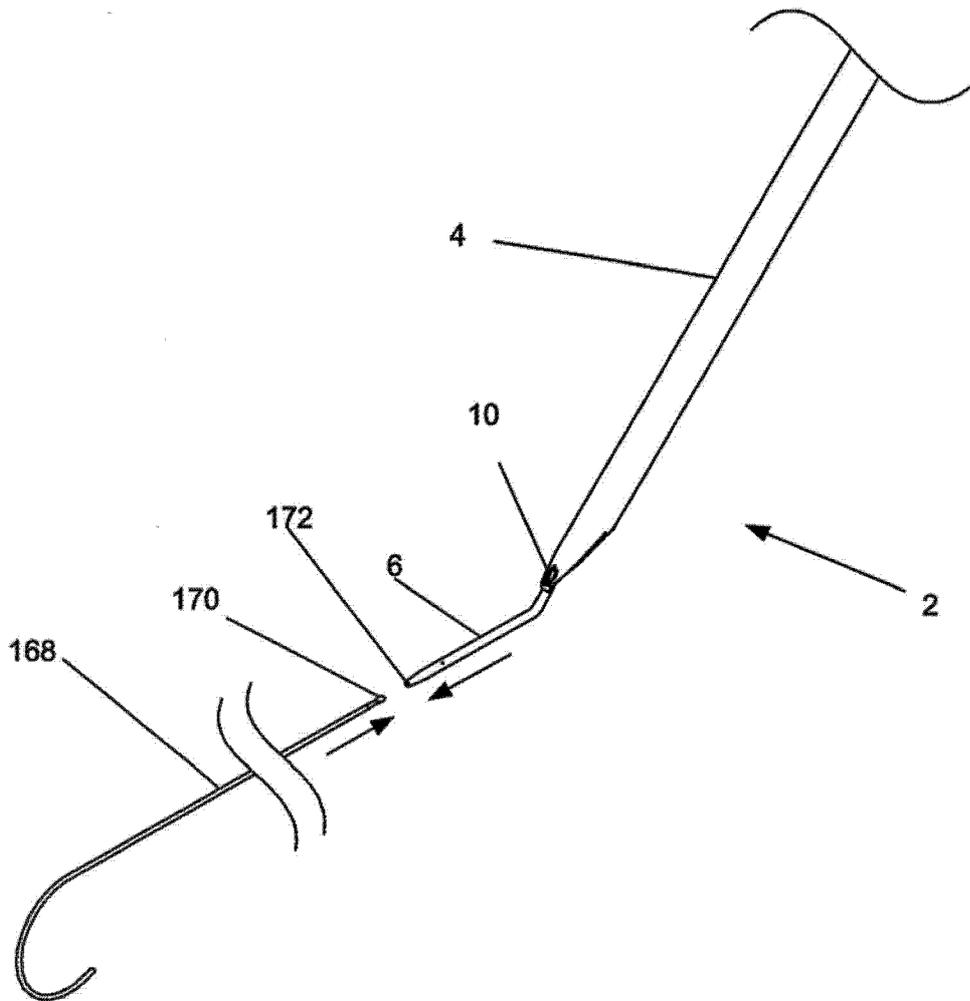


图 67

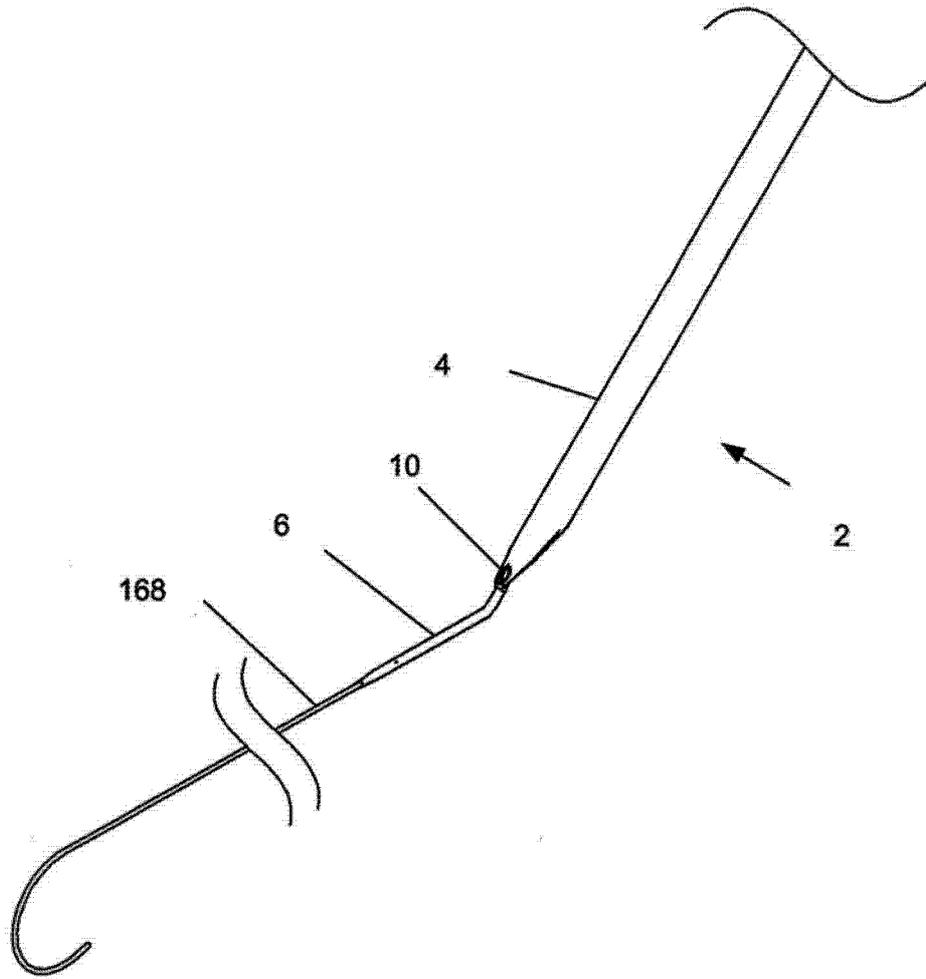


图 68