



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105725954 A

(43)申请公布日 2016.07.06

(21)申请号 201610075307.7

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22)申请日 2012.05.07

代理人 景军平

(30)优先权数据

61/483679 2011.05.08 US

(51)Int.Cl.

A61B 1/00(2006.01)

61/495970 2011.06.11 US

A61B 1/018(2006.01)

13/327988 2011.12.16 US

A61B 1/04(2006.01)

13/328003 2011.12.16 US

A61B 17/04(2006.01)

13/328016 2011.12.16 US

A61B 17/06(2006.01)

(62)分案原申请数据

201280033908.1 2012.05.07

A61B 17/062(2006.01)

A61B 17/068(2006.01)

(71)申请人 阿波罗体内手术公司

地址 美国德克萨斯州

(72)发明人 V.米特尔伯格 D.K.琼斯

J.L.吉雷 B.E.尼格瑞特

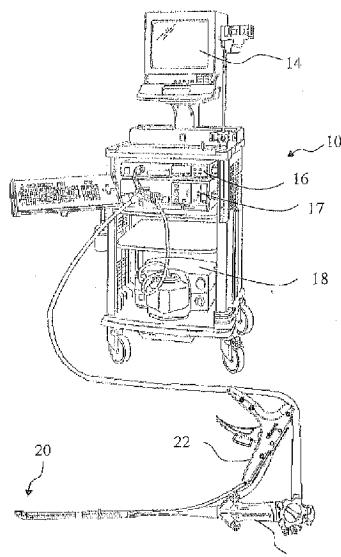
权利要求书2页 说明书23页 附图63页

(54)发明名称

内窥镜缝合系统

(57)摘要

提供了一种与内窥镜一起使用的治疗设备，该内窥镜具有用于内窥器具通过的器具通道并具有远端。该治疗设备包括末端执行器组件，末端执行器组件具有用于放置在内窥镜的远端处的底座、能够相对于底座旋转的末端执行器以及用于将底座附接到内窥镜的安装部分。该安装部分能够弹性压缩并能够被径向地压缩以便插入器具通道中，由此，被弹性压缩的安装部分的膨胀力相对于内窥镜的远端保持底座。安装部分还包括纵向延伸穿过其中的开口，所述开口能够与器具通道连通且尺寸被确定为用于接收从其中穿过的内窥器具。



1. 一种与具有活动针保持臂的缝合装置相关联地使用的针和缝合线组件, 包括:

a) 针, 所述针包括,

针尖, 所述针尖具有锋利末端和邻近于所述锋利末端的圆周捕捉凹槽, 以及

针主体, 所述针主体具有邻近于所述针尖的第一末端和与所述针尖相对的第二末端, 所述第二末端提供有保持结构, 所述针保持臂被接收到所述保持结构中, 使得所述针主体能够被可去除地保持在所述针保持臂上; 以及

b) 缝合线, 所述缝合线延伸到所述针主体中并被固定在其中。

2. 根据权利要求1所述的针和缝合线组件, 其中:

所述针尖的所述锋利末端由至少一个圆锥形渐缩部限定。

3. 根据权利要求1所述的针和缝合线组件, 其中:

所述缝合线包括第一和第二末端, 并且所述第一末端被完全包含在所述针主体内且所述第二末端存在于所述针主体外面。

4. 根据权利要求3所述的针和缝合线组件, 其中:

所述针主体是圆柱形管状主体并且限定缝合线孔和缝合线保持突部, 所述缝合线延伸穿过所述缝合线孔且所述缝合线保持突部向所述管状主体的内部塑性变形以将所述缝合线的所述第一末端固定在所述针主体内。

5. 根据权利要求1所述的针和缝合线组件, 其中:

所述针主体是圆柱形管状主体。

6. 根据权利要求5所述的针和缝合线组件, 其中:

所述保持结构由在所述管状主体中切割并向所述管状主体的内部塑性变形的至少一个突部限定。

7. 根据权利要求5所述的针和缝合线组件, 其中:

所述针尖包括突部凹槽, 所述针主体包括至少一个尖端突部, 所述至少一个尖端突部在所述管状主体中限定并朝着所述管状主体的内部塑性变形, 从而接合在所述突部凹槽中并将所述针尖固定在所述针主体的所述第一末端处。

8. 一种与具有活动针保持臂的缝合装置相关联地使用的针和缝合线组件, 包括:

a) 针组件, 所述针组件包括,

针尖, 所述针尖包括锋利末端、捕捉凹槽、突部凹槽和位于所述捕捉凹槽与所述突部凹槽之间的插塞部分,

针主体, 所述针主体具有第一和第二末端、邻近于所述第一末端提供的尖端突部、邻近于所述第二末端以便相对于针保持臂可去除地保持所述针主体的保持器以及位于所述尖端突部与所述保持器之间的缝合线开口,

所述针尖相对于所述针主体的所述第一末端定位, 使得所述插塞部分抵靠着所述针主体的所述第一末端就位, 并且所述尖端突部与所述突部凹槽纵向地对准, 以及

所述针尖通过所述尖端突部到所述突部凹槽中的塑性变形而被相对于所述针主体固定; 以及

b) 缝合线, 所述缝合线延伸到所述针主体的所述缝合线开口中并被固定在其中。

9. 根据权利要求8所述的针和缝合线组件, 其中:

所述针主体是管状构件。

10. 根据权利要求9所述的针和缝合线组件,其中:

所述管状构件包括圆周壁,以及

所述尖端突部和所述保持器被限定在所述管状构件的所述圆周壁中。

11. 根据权利要求9所述的针和缝合线组件,其中:

所述针主体限定缝合线孔和缝合线保持突部,所述缝合线延伸穿过所述缝合线孔且所述缝合线保持突部向所述管状主体的内部塑性变形以将所述缝合线固定在所述针主体内。

内窥镜缝合系统

[0001] 相关申请

本申请是于2012年5月7日提交的申请号为201280033908.1、发明名称为“内窥镜缝合系统”的中国专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及一种治疗装置,可以用内窥镜或其他可转向引导构件通过自然孔口将该治疗装置插入身体中。本发明可以用来在哺乳动物的组织上执行缝合,无论是否是人并且无论是否是活的,但不限于此。

背景技术

[0003] 美国专利号7,344,545(Olympus公司)公开了一种用以执行外科手术的具有许多实施例的内窥镜缝合系统。此缝合系统一般地包括具有第一和第二臂的组件,第一和第二臂可被推杆致动以在一个臂抓持组织且第二臂驱动弯针通过该组织的同时相互可旋转地接近。该系统还包括针回收构件,针回收构件需要与弯针臂刚性对准。虽然此系统提供抓持厚组织的能力,但组织抓持臂和针回收构件的布置使得系统体积庞大,从而使其难以在内窥镜手术中使用。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种内窥镜治疗装置,其具有在提供大的打开和闭合角并产生用于刺穿组织以在身体内执行外科手术、诸如组织接近和缝合的大的针力的同时使得能够实现小的轮廓以用于输送的结构。

[0005] 根据本发明的一方面,提供了一种内窥镜治疗装置,其用来在身体内执行治疗而在身体外面操作。该治疗装置包括柔性构件,该柔性构件用于在身体外面的操作的近侧把手组件和其中盖组件适合于接合内窥镜远端的远侧盖组件。该柔性构件被连接到联杆机构并被致动以促使具有针保持臂和被联接到盖组件的针的针组件在将刺穿组织的方向上和将被从组织去除的方向上移动。

[0006] 根据本发明的另一方面,提供了一种与内窥镜一起使用的内窥镜治疗系统,其具有适合于位于内窥镜的远端处的盖组件,其中,该盖组件具有被固定地附接的至少一个安装支架。具有柔性结构的传动构件具有远端部,其被插入身体中并能够由被联接到把手组件的近侧部分在身体外面操作。推杆被联接到传动构件的远端部。具有针保持臂的连接构件被联接到推杆并被枢转地联接到安装支架。可去除针被连接到针保持臂并适合于刺穿组织。当推杆被传动构件致动时,连接构件使针保持臂在刺穿组织的方向或将其从组织去除的方向上移动。细长针捕捉装置位于内窥镜的器具通道内并具有适合于接收并抓持针的远端和被联接到把手组件的近端。

[0007] 根据本发明的另一实施例,提供了一种具有针尖构件和针底座构件的可去除针组件。针尖构件具有适合于刺穿组织的尖锐末端和用以接收针底座构件的空心末端。针尖构

件还包括孔隙，其可以采取通过邻近于空心末端的壁的纵向缝槽的形式，其适合于允许缝合线从那里延伸。针底座构件具有适合于接合针尖构件的空心末端的第一末端和适合于可去除地接合针保持臂的第二末端。针底座构件还包括止动构件，其在与针保持臂联接时限制针底座被插入针保持臂中的深度。针尖构件与针底座构件的第一末端的耦接接合适合于将一段缝合材料固定到针组件并允许其延伸穿过邻近于针尖构件的空心末端的孔隙。

[0008] 根据本发明的另一方面，提供了一种针尖组件，其具有第一和第二末端，其中，适合于刺穿组织的针尖位于第一末端处且组织止动构件位于第二末端处。针尖组件具有受约束第一构造和无约束第二构造，其中，针尖组件被弹性偏置以从第一构造移动至第二构造。受约束第一构造可以采取大体上笔直细长构件的形式。无约束第二构造可以采取环形、螺旋形或基本上闭环形式。

[0009] 根据本发明的另一方面，提供了一种与内窥镜一起使用的内窥镜治疗系统，其具有适合于位于内窥镜的远端处的盖组件，其中，盖组件具有两对固定附接安装支架。具有柔性结构的传动构件具有被插入身体中且能够在身体外面操作的远端部分。推杆被联接到传动构件的远端部。具有针保持臂的连接构件被联接到推杆并枢转地联接到外面的一对安装支架。具有两个末端的联杆构件在一端处被枢转地联接到内部的一对安装支架且在另一端处被枢转地联接到针保持臂。可去除针被连接到针保持臂并适合于刺穿组织。当推杆被传动构件致动时，连接构件使针保持臂在刺穿组织的方向或将其从组织去除的方向上移动。细长针捕捉装置位于内窥镜的器具通道内，其具有近侧把手以及适合于接收并抓持针的远端。

[0010] 根据本发明的另一方面，提供了一种组合把手组件，其适合于操作传动构件的移动、从而打开和关闭针臂并适合于操作针捕捉装置以从而抓持和释放针。把手组件包括被联接到内窥镜通道联接件的把手主体，该内窥镜通道联接件适合于接合内窥镜的器具通道。细长针捕捉装置包括可去除地联接到把手主体的近侧外壳以及穿过内窥镜通道联接件定位于末端的器具通道中的远端。可制动触发杠杆被联接到把手主体并操作传动构件以使传动构件轴向地前进或缩回。

[0011] 根据本发明的另一方面，提供了一种还包括组织抓持构件的内窥镜治疗系统。组织抓持构件采取具有近端和远端的细长构件的形式并用内窥镜的通道进行定位。组织抓持构件的远端可以采取螺旋形或渐缩螺旋的形式，其中，螺旋的旋转当处于时促使螺旋基本上接合组织并允许组织缩回。

[0012] 根据本发明的另一方面，提供了一种还包括组织抓持构件的内窥镜治疗系统。该组织抓持构件采取具有近端和远端的细长构件的形式并用内窥镜的通道进行定位。组织抓持构件的远端可以采取一对颚的形式，使得当在期望部位邻近组织处时，颚的操作促使颚基本上接合组织并允许组织缩回。

[0013] 根据本发明的另一方面，提供了一种内窥镜治疗装置，其用来在身体内执行治疗而在身体外面操作。该治疗装置包括柔性构件，该柔性构件用于在身体外面的操作的近侧把手组件和其中盖组件适合于接合内窥镜远端的远侧盖组件。该盖组件包括具有被固定地附接到盖组件且延伸穿过内窥镜的通道并可去除地固定到内窥镜通道的近端的一端的细长通道锁定构件。该通道锁定构件可以采取小直径软线组件或金属丝编织物组件的形式。

[0014] 根据本发明的另一方面，提供了一种与内窥镜一起使用的内窥镜缝合系统，其具

有盖组件，该盖组件适合于位于内窥镜的远端处，其中盖组件限定安装位置。具有柔性结构的传输构件具有被插入身体中且能够在身体外面操作的远端部分。推动构件可选地被联接到传动构件的远端部。具有有齿轮部分的联杆构件被联接到推动构件或传动构件并枢转地联接在第一安装位置处。在一端处具有有齿轮部分和针保持臂的连接构件被枢转地联接在第二安装位置处，使得连接构件和联杆构件的有齿轮部分相互啮合。

[0015] 根据本发明的另一方面，提供了一种与内窥镜一起使用的内窥镜缝合系统，其具有盖组件，该盖组件适合于位于内窥镜的远端处，其中，盖组件包括细长针保护件。该针保护件一般地在远离内窥镜末端的方向上从盖的底座开始延伸。优选地，针保护件在平行于内窥镜的轴线的远侧方向上延伸。该针保护件适合于在针尖处于打开位置且组织正被定位为用于缝合时防止组织无意中接触针尖。

[0016] 根据本发明的另一方面，提供了一种与内窥镜一起使用的内窥镜缝合系统，其具有盖组件，该盖组件适合于位于内窥镜的远端处，其中，盖组件包括细长通道保护件。该通道保护件一般地在远离内窥镜末端的方向上从盖的底座开始延伸并与针捕捉装置所使用的内窥镜通道共轴。该通道保护件适合于通过将组织以远离内窥镜末端的足够距离定位、允许更好的可视化并提供用以在缝合操作期间支撑组织的表面来帮助缝合。优选地，通道保护件的远端倾向于提供一平面，其随着针尖沿着针缝合路径横穿该平面而大体上垂直于针尖。优选地，通道保护件从盖延伸的最小长度与来自内窥镜的视场有关，使得当组织位于用于缝合的位置上时，最小长度允许使足够的组织可视化。

[0017] 根据本发明的另一方面，提供了一种内窥镜治疗装置，其用来在身体内执行治疗而在身体外面操作。该治疗装置包括柔性构件，该柔性构件用于在身体外面的操作的近侧把手组件和其中盖组件适合于接合内窥镜远端的远侧盖组件。该盖组件包括具有被固定地附接到盖组件且延伸穿过内窥镜的通道并通过张紧组件而可去除地固定到内窥镜通道的近端的一端的细长通道锁定构件。该通道锁定构件可以采取小直径软线组件或金属丝编织物组件的形式。优选地，通道锁定构件包括被牢固地固定到每个末端的保持构件。该张紧组件包括适合于接合内窥镜上的卡扣式尖头(prong)的卡扣式锁定配件、外壳构件、具有突部(tab)构件的可旋转轮和张紧构件。通道锁定构件的近端被固定到可旋转轮的突部构件，使得轮的旋转向通道锁定构件施加预置张力。张紧组件与优选地由弹簧形成的张紧构件相结合的外壳构件通过在内窥镜的直角弯曲操作期间抵抗压缩而保持通道锁定构件上的张力。

[0018] 根据本发明的内窥镜治疗系统的另一方面，提供了一种包括束紧输送装置和束紧装置的束紧系统。该束紧输送装置采取细长管状构件的形式，其具有被联接到把手组件的近端并具有远端。束紧输送装置的远端被可去除地联接到束紧装置。该束紧装置具有外壳，外壳在其远端处包括缝合线捕捉钩，用于捕捉已穿过组织放置的缝合线。束紧插头位于束紧外壳内并可从第一缝合线非保持位置移动至第二缝合线保持位置以便通过操作把手组件将缝合线固定在固定位置上。一旦缝合线已被束紧外壳中的束紧插头固定，则可以操作把手组件以将束紧装置从束紧输送工具脱开。

[0019] 根据本发明的另一方面，提供了一种使用内窥镜缝合系统的缝合方法。这种方法包括步骤：

- (1) 将导管和/或内窥镜插入身体内，缝合装置被联接到内窥镜和/或导管；
- (2) 打开具有可去除针的缝合装置的针臂；

- (3)在期望缝合部位处抵靠着组织推动针；
- (4)闭合缝合装置的针臂；
- (5)用针刺穿组织；
- (6)通过使用针捕捉装置来回收针；
- (7)将针从组织去除；
- (8)打开针臂以将其从组织去除；
- (9)将针臂闭合；以及
- (10)将缝合装置从身体去除。

[0020] 根据本发明的另一方面，提供了一种使用包括组织抓持器的内窥镜缝合系统的缝合方法。这种方法包括步骤：

- (1)将导管插入身体中；
- (2)将被联接到内窥镜的缝合装置插入导管中并插入身体中；
- (3)打开具有可去除针的缝合装置的针臂；
- (4)使用组织抓持器来接合邻近于期望缝合部位的组织；
- (5)在期望缝合部位处抵靠着组织推动针；
- (6)闭合缝合装置的针臂；
- (7)用针刺穿组织；
- (8)通过使用针捕捉装置来回收针；
- (9)将针从组织去除；
- (10)打开针臂以将其从组织去除；
- (11)将组织从组织抓持器释放；
- (12)将针臂闭合；以及
- (13)将缝合装置从身体去除。

[0021] 根据本发明的另一方面，提供了一种使用内窥镜缝合系统来执行连续缝合的缝合方法。这种方法包括步骤：

- (1)将导管插入身体中；
- (2)将联接到内窥镜的缝合装置插入导管中并将缝合装置插入身体中；
- (3)打开具有可去除针的缝合装置的针臂；
- (4)在期望缝合部位处抵靠着组织推动针；
- (5)闭合缝合装置的针臂；
- (6)用针刺穿组织；
- (7)通过使用针捕捉装置来回收针；
- (8)将针从组织去除；
- (9)打开针臂以将其从组织去除；
- (10)将针臂闭合；
- (11)使用针捕捉装置以内窥镜方式将针插入针臂中；
- (12)根据需要来执行步骤(3)至步骤(11)。

[0022] 根据本发明的另一方面，提供了一种使用内窥镜缝隙系统来固定组织的方法，该内窥镜缝系统包括弹性预偏置针夹持件和组织抓持器。这种方法包括步骤：

- (1) 将导管插入身体中；
- (2) 将联接到内窥镜的缝合装置插入导管中并将缝合装置插入身体中；
- (3) 打开具有可去除针夹持件的缝合装置的针保持臂；
- (4) 使用组织抓持器来接合邻近于期望缝合部位的组织；
- (5) 在期望缝合部位处抵靠着组织推动针夹持件；
- (6) 闭合缝合装置的针保持臂；
- (7) 用针夹持件刺穿组织；
- (8) 使用针捕捉装置来抓持针夹持件尖端；
- (9) 打开针保持臂以将其从组织去除；
- (10) 将针夹持件从针捕捉装置释放
- (11) 将组织从组织抓持器释放；
- (12) 将针保持臂闭合；以及
- (13) 将缝合装置从身体去除。

[0023] 在随后的描述中将阐述本发明的优点，并且该优点根据本描述将部分地显而易见，或者可以从本发明的实施中学习。可以借助于特别地在下文中指出的仪器和组合来实现和获得本发明的优点。

附图说明

[0024] 被结合到本说明书中并构成其一部分的附图图示出本发明的实施例，并且连同上文给出的一般描述和下文给出的实施例的详细描述一起用于解释本发明的原理。

[0025] 图1是示出了根据本发明的第一实施例的具有内窥镜系统的内窥镜缝合系统的说明图；

图2是图1中所示的内窥镜和内窥镜缝合系统的近侧部分的放大图；

图3是其中缝合装置的致动臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的远端的透视放大图；

图4是其中缝合装置的致动臂打开的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的远端的透视放大图；

图5是其中缝合装置的致动臂打开的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的远端的另一透视放大图；

图6是其中缝合装置的致动臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的透视放大图；

图7是根据本发明的实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针组件的说明图；

图8是图7的针组件的分解图；

图9是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针组件的说明图；

图10是根据本发明的实施例的供内窥镜缝合系统使用的内窥镜夹持件的视图；

图11是当无约束时的图10的优先偏置弹性内窥镜夹持件的视图；

图12是根据本发明的另一实施例的供内窥镜缝合系统使用的内窥镜夹持件的视图；

图13是当无约束时的图12的优先偏置弹性内窥镜夹持件的视图；

图13A是无约束且具有在锋利尖端上延伸的线圈的图13的优先偏置弹性修改内窥镜夹

持件的视图；

图14是螺旋组织抓持器的视图；

图15是螺旋组织抓持器的远端的放大图；

图16是束紧装置和束紧输送装置的顶视图；

图17是束紧装置和束紧输送装置的侧视图；

图18是束紧和束紧输送装置的远端的放大分解图；

图19是处于打开构造的束紧装置的放大图；

图20是处于闭合构造的束紧装置的放大图；

图21是内窥镜导管的剖视图；

图22是设置在内窥镜导管的内腔内的内窥镜缝合系统的部分剖视图；

图23是从内窥镜导管的远端开始延伸的内窥镜缝合系统的部分剖视图；

图24至图34图示出根据本发明的实施例的使用内窥镜缝合系统的手术缝合程序中的步骤，其中，图24是其中内窥镜缝合装置邻近于期望治疗位置处的伤口定位的步骤的视图；

图25是其中组织抓持器邻近于期望治疗位置处的伤口延伸的步骤的视图；

图26是其中组织抓持器接合组织且被略微缩回以使得组织更接近于内窥镜的步骤的视图；

图27是其中组织抓持器接合组织并显著缩回以使组织与内窥镜接触的替代步骤的视图；

图28是其中针刺穿组织的步骤的视图；

图29是其中针保持臂被从组织去除、通过组织放置缝合线想步骤的视图；

图30是其中组织抓持器脱离组织的步骤的视图；

图31是其中针被重新加载到针保持臂中的步骤的视图；

图32是其中赎金装置捕捉缝合线的步骤的视图；

图33是其中使用束紧装置来使缝合线绷紧以从而使伤口闭合的步骤的视图；

图34是被从束紧输送装置释放的束紧装置的视图；

图35至图38图示出根据本发明的另一实施例的使用内窥镜缝合系统的手术缝合程序中的步骤的步骤，其中，图35是其中内窥镜缝合装置已在期望治疗位置处输送针通过组织的步骤的视图；

图36是其中束紧装置捕捉缝合线的步骤的视图；

图37是其中使用束紧装置来使缝合线绷紧以从而使伤口闭合的步骤的视图；

图38是被从束紧输送装置释放的束紧装置的视图；

图39至图42图示出根据本发明的另一实施例的使用内窥镜缝合系统的手术缝合程序中的步骤，其中，图39是其中具有针夹持件的内窥镜缝合装置位于期望治疗位置处的步骤的视图；

图40是其中针夹持件刺穿组织的步骤的视图；

图41是其中针保持器被从组织去除、通过组织放置针夹持件的步骤的视图；

图42是其中组织抓持器脱离组织且针夹持件使伤口闭合的步骤的视图；

图43是示出了根据本发明的另一实施例的具有通道锁定构件的内窥镜缝合系统的说明图；

图44是其中缝合装置的致动臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的透视放大图；

图45是其中缝合装置的致动臂打开的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的透视放大图；

图46是根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的透视放大分解图；

图47是其中缝合装置的致动臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的另一透视放大图；

图48是其中缝合装置的致动臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的另一透视放大图；

图49根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的另一透视放大图；

图50是根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的另一透视放大图；

图51是根据本发明的实施例的处于第一构造的通道锁定张紧器组件的透视放大图；

图52是根据本发明的实施例的处于第二构造的通道锁定张紧器组件的透视放大图；

图53是根据本发明的实施例的针组件的说明图；

图54A至54C图示出根据本发明的实施例的将针组件的部件组合时的步骤；

图55是根据本发明的实施例的针捕捉装置的说明图；

图56A和56B是针捕捉装置的远端的放大部分剖视图，其中，图56A图示出处于通常的闭合构造的针捕捉组件且图56B图示出处于打开构造的针捕捉组件；

图57是根据本发明的实施例的互锁地接合针组件的针捕捉组件的放大部分剖视图；

图58是根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的针组件的透视图；

图59A是处于闭合位置的图58的把手组件的截面图，捕捉组件的把手组件在其中锁定就位；

图59B是图59A的布置的透视图；

图59C是处于打开位置且捕捉组件的把手组件在其中被锁定就位的图58的把手组件的透视图；

图60A是包括可去除针屏蔽突部的模制缝合线分配器的透视图；

图60B是其中针屏蔽突部已被去除以提供对针保持构件的接近的缝合线分配器的透视图；

图60C是图示出模制缝合线分配器的部件的分解透视图；

图61A是针保持构件的放大透视图；

图61B是固定可去除针组件的针保持构件的放大部分截面图；

图62A是图示出接合缝合线分配器的针捕捉装置的透视图；

图62B是互锁地接合位于缝合线分配器的针保持构件内的可去除针组件的针捕捉组件的放大部分截面图；

图63至图69图示出根据本发明的另一实施例的使用内窥镜缝合系统的手术缝合程序中的步骤，其中，图63是其中内窥镜缝合装置邻近于期望治疗位置处的伤口定位的步骤的视图；

图64是其中组织抓持器邻近于期望治疗位置处的伤口延伸的步骤的视图；

图65是其中组织抓持器接合组织且被略微缩回以使得组织更接近于内窥镜的步骤的

视图；

图66是其中组织抓持器接合组织并显著缩回以使组织与内窥镜接触的替代步骤的视图；

图67是其中针部分地刺穿组织的步骤的视图；

图68是其中针完全刺穿组织的步骤的视图；

图69是其中针保持臂被从组织去除、通过组织放置缝合线想步骤的视图；

图70是示出了根据本发明的另一实施例的具有内窥镜系统的内窥镜缝合系统的说明图；

图71是图70中所示的内窥镜和内窥镜缝合系统的近侧部分的放大图；

图72A是其中缝合装置的针保持臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的远端的透视放大图；

图72B是从另一视角看的图72A中所示的内窥镜缝合系统的远端的透视放大图；

图73A是其中缝合装置的针保持臂打开的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的远端的透视放大图；

图73B是从另一视角看的图73A中的内窥镜缝合系统的远端的透视放大图；

图74是其中缝合装置的致动臂被闭合的根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的透视放大图；

图75是根据本发明的实施例的内窥镜缝合系统的盖组件的透视放大分解图；

图75A是用于图75的盖组件的整体组织保护件和安装部分的替代实施例的透视图；

图76A是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针组件的说明图；

图76B是图76A的针组件的分解图；

图77A是根据本发明的实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针组件的部分剖视图；

图77B是根据本发明的实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针组件的部分剖视图；

图78是根据本发明的实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的与针保持臂接合的针组件的部分剖视图；

图79是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针捕捉装置的说明图；

图80是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的图79中的针捕捉装置的剖视图；

图81是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针捕捉装置的近端的放大部分剖视图；

图82是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的针捕捉装置的远端的放大部分剖视图；

图83A是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的与针组件接合的针捕捉装置的远端的放大说明图；

图83B是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的与针组件接合的针捕捉装置的远端的放大部分剖视图；

图84是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的与针组件脱离的针捕捉装置的远端的放大部分剖视图；

图85A是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的把手支架的放大说明图；

图85B是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的替代把手支架的放大说明图；

图86是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的把手组件的说明图；

图87A是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的处于打开位置的把手组件的说明性内视图；

图87B是图87A中的把手组件的部分剖视图；

图88A是根据本发明的另一实施例的与内窥镜缝合装置一起使用的处于闭合位置的把手组件的说明性内视图；

图88B是图88A中的把手组件的部分剖视图；

图89是包括可去除盖的模制缝合线分配器的透视图；

图90是图示出模制缝合线分配器的部件的分解透视图；

图91是图示出接合缝合线分配器的针捕捉装置的透视图；

图92至图99图示出根据本发明的另一实施例的使用内窥镜缝合系统的手术缝合程序中的步骤，其中，图92是其中内窥镜缝合装置邻近于期望治疗位置处的伤口定位的步骤的视图；

图93是其中组织抓持器邻近于期望治疗位置处的伤口延伸的步骤的视图；

图94是其中组织抓持器接合组织且被略微缩回以使得组织更接近于内窥镜的步骤的视图；

图95是其中组织抓持器接合组织并显著缩回以使组织与内窥镜接触的替代步骤的视图；

图96是其中针部分地刺穿组织的步骤的视图；

图97是其中针完全刺穿组织的步骤的视图；

图98是其中针保持臂被部分地从组织去除的步骤的视图；

图99是其中针保持臂被从组织去除、通过组织放置缝合线想步骤的视图；

图100是根据另一实施例的螺旋组织抓持器的视图；

图101A和101B是螺旋组织抓持器的分解图；

图102A和102B是第一位置上的螺旋组织抓持器的近侧和远侧部分的截面图；

图103A和103B是第二位置上的螺旋组织抓持器的近侧和远侧部分的截面图。

具体实施方式

[0026] 如图1中所示，包括内窥镜12、视频显示单元14、图像处理装置16、光源17、吸力装置18的内窥镜系统10与内窥镜缝合装置20一起使用，作为根据本发明的一个示例的内窥镜治疗系统的一部分。图2和图3分别地图示出内窥镜12和内窥镜缝合装置20的近侧和远侧部分。内窥镜缝合装置20具有可操作把手22，其在第一器具通道24处被可去除地联接到内窥镜12。用来将组织聚集的组织抓持器26被示出位于内窥镜12的第二器具通道28内。内窥镜缝合装置20包括细长针捕捉装置30，其被可去除地联接到把手22并延伸至可滑动地位于器具通道24内的内窥镜12的远端。内窥镜缝合装置20被把手22操作，把手22在近侧被联接到

传动组件32，该传动组件32沿着插入管34的外部向远侧延伸至内窥镜12的远端36。传动组件在其远端处被联接到盖组件38，盖组件38位于内窥镜12的远端36上。图3示出了分别地从器具通道24和28延伸的针捕捉装置30的远端40和组织抓持器26的远端螺旋尖端42。邻近于针捕捉装置远端40定位的是连接到缝合线46的针组件44。针组件44被可去除地插入针保持臂48中。传动组件32包括外护套50和推杆52，外护套50优选地由柔性线圈形成，推杆52位于内腔内且从外护套50的远端延伸。外护套50被牢固地固定到盖组件38。推杆52经由枢销56且可选地经由推动构件52a联接到连接构件54，推动构件52a可以将杆52和枢销56联接。连接构件54还经由枢销60连接到一对内安装支架58。安装支架58被固定地附接到盖组件38。一对内安装支架62被固定地附接到盖组件38并经由枢销66枢转地连接到联杆构件64的一端。联杆构件64的另一端经由枢销68连接到针保持臂48。针保持臂48经由枢销69联接到连接构件54。

[0027] 如图3、图4和图5中所示，连接构件54和联杆构件64分别地到外和内安装支架58和62的可枢转连接允许当推杆52轴向地前进或缩回时的针保持臂48的旋转。在图4中，示出了推杆52前进(比较其中盖组件在推杆52缩回的情况下处于闭合构造的图3)的情况下的处于打开构造的盖组件38。图5示出了处于打开构造且从另一角度看的内窥镜缝合装置20，其中，成对的外和内安装支架58和62更加可见。

[0028] 图6示出了从内窥镜脱开的盖组件38的视图。盖组件38包括被联接到柔性通道锁72的固定附接插入引导件70。插入引导件是从盖组件38的管状突出体，并且适合于在其远端处位于内窥器具通道的内腔内。细长柔性通道锁72从插入引导件70开始延伸穿过器具通道，并被固定到器具通道的近端。通道锁72确保盖组件38不会无意中从内窥镜的远端脱离。优选地，通道锁72可以采取主要由金属或聚合物形成的小直径的单或多股导线或电缆的形式。另外，通道锁72的小直径允许用于将其他器具定位于内窥镜的器具通道内的空间。

[0029] 图7图示出包括针主体74、针尖76和缝合线46的针组件44。缝合线46可以由一般可用于手术缝合线的任何材料形成，诸如尼龙、聚烯烃、PLA、PGA、不锈钢、镍钛诺等。图8示出了针组件44的两个部件的详细分解图。针尖76具有锋利近端和具有通过侧壁的缝合线缝槽78的空心近端。针主体74具有滚圆的或钝的渐缩近端74a，其适合于配合在针保持臂内，近端74a呈现针主体74的末端74a与其余部分之间的台肩(shoulder)79。针主体74的远端74b具有适合于同心地接合针尖76的缝合缝槽80。柔性缝合材料位于延伸通过对准缝合缝槽78和80的针主体74的远端上。针尖76和针主体74由适当的生物材料形成，并且可以由诸如尼龙、PEEK、PLA、PGA、PLGA或诸如不锈钢、镍钛诺或钛的金属的聚合物制成。可以使用标准连结技术来将各部件连结，诸如热结合、超声波焊接激光焊接、粘合剂或机械压褶。图9图示出具有针尾84和针尖86的替代针组件82。针尖86具有尖锐远端、缝合线孔隙88和适合于接收针尾84的空心近端。缝合线90位于针尖86的空心末端内且延伸穿过孔隙88。针尾84和缝合线90被使用上述连结技术中的任何一种固定在针尖86的空心末端中。针尾84优选地以笔直的形状且由诸如镍钛诺的弹性材料形成。当针尾84位于弯曲针保持臂中时，针尾弯曲并向针保持臂的内壁施加力，将针组件82固定地保持在原位。

[0030] 图10至图13A图示出供在使组织缺陷闭合时使用的针组件的替代型式。图10示出了具有主体部分94、近侧凸珠末端96的主体部分94的处于笔直构造的针夹持件92。针尖92优选地由镍钛诺或其他弹性材料形成并被偏置成大体上圆形形状。针尖92在大体上笔直构

造中可以是受约束的,但是当无约束时,过渡至如图11中所示的其偏置的大体上圆形构造。图12示出了具有近侧凸珠102、刺穿尖端104、外线圈盖106以及连接近端和远端的主体部分108的替代针夹持件100。针夹持件100还包括用以将线圈106的至少一部分固定地附接到主体部分108的固定构件110。针尖100优选地由镍钛诺或其他弹性材料组成且被偏置成大体上圆形形状。针尖100在大体上笔直构造中可以是受约束的,但是当无约束时,过渡至如图13中所示的其偏置的大体上圆形构造。线圈106可以由适当的生物材料形成,诸如尼龙、聚酯、PEEK、PLA、PGA、PLGA的聚合物或诸如不锈钢、镍钛诺、钛或铂的金属。线圈106为处于生长和密封中的组织提供增加的表面面积以及在使组织缺陷闭合时分布置于组织上的力。图13A示出了针尖100,其中线圈106在锋利刺穿尖端上延伸,从而将尖端屏蔽以避免对周围组织的意外损伤。

[0031] 图14示出了组织抓持器26,其具有近侧把手108、细长轴构件110和螺旋尖端42。轴构件110由导线或多股电缆或任何转矩传动构造形成,其提供不妨碍内窥镜的转向能力的灵活性。图15示出了组织抓持器26的远端的放大图。轴构件110被尖端联接构件112联接到螺旋尖端42。可以用任何上述连结技术将尖端联接构件112固定地连结到螺旋尖端42和轴构件110。

[0032] 图16和图17示出了用于固定放置在组织缺陷部位处的缝合线的束紧形成系统114。束紧形成系统114包括束紧组件116和束紧输送装置118。束紧输送装置118具有细长柔性管状轴120,其在其远端处被可去除地联接到束紧组件116并在其近端处被固定地附接到把手组件122。把手构件122包括可滑动指环组件124和拇指环126。可滑动地设置在管状轴120的内腔内的是推杆128。推杆128从管状轴120的远端延伸至管状轴120的近端并用固定螺钉130被联接到可滑动指环组件124,使得指环组件相对于拇指环126的移动引起推杆在管状轴120的内腔内的轴向移动。在图18中示出了束紧形成系统114的远端的部分分解图。如所描述的,推杆128从管状轴120开始延伸并通过闩锁组件129。闩锁组件129被固定地附接到管状轴120并具有两个闩锁臂132,其在其远端处具有闩锁突部134。闩锁臂132内朝着管状轴120的中心纵向轴线向内偏置。闩锁组件129位于闩锁联接件136的内腔内并被牢固地固定。闩锁联接件136在其远端处被构造成与束紧116的近端接合,使得闩锁臂132在束紧116的近侧内腔内延伸,并且当推杆128位于闩锁组件129内时,闩锁臂132被迫向外,使得锁定的闩锁突部134接合束紧突部孔隙138。当推杆128从闩锁组件129轴向地缩回时,闩锁臂132朝着其偏置构造向内移动,促使闩锁突部134释放其与束紧突部孔隙138的锁定接合,以从而释放束紧组件116。图19图示出处于打开构造的束紧组件116。束紧组件116具有管状外壳构件139,其具有位于其近端处的束紧突部孔隙138和被固定地附接在其远端处的缝合线钩140。固定扣环142可滑动地位于外壳构件139的内腔内。保持突部144优选地由外壳构件139的壁形成,并且在其远端处被朝着外壳构件139的中心轴线向内偏置。当缝合线已被缝合线钩140捕捉时,可以通过使推杆128前进而将缝合线固定在束紧组件116内,使得固定扣环142从外壳构件139开始延伸并接合缝合线钩140。在固定扣环142处于延伸构造的情况下,保持突部144移动至其向内偏置构造,限制固定扣环142的近侧移动,从而将缝合线固定就位。

[0033] 图21图示出供在内窥镜手术中使用的导管146。导管146具有包括延伸至远端152的内腔150的近端148。一般地,导管146位于病人体内以提供到期望位置的导管,同时防止

周围组织被意外损伤。如图33和图34中所示,示出了内窥镜缝合装置20位于内腔150中的情况下的导管146。一旦导管146位于人体内的期望治疗位置处,可以使内窥镜缝合装置20的远端延伸超过导管146的远端。

[0034] 图24至图34描述了使用本发明的内窥镜缝合装置20来执行缝合操作的方法。如图24中所示,内窥镜缝合装置20邻近于具有要闭合的组织缺陷156的组织154定位。内窥镜缝合装置20处于打开构造。图25示出了组织抓持器26,其从内窥器具通道延伸,使得螺旋尖端42邻近于组织缺陷156。组织抓持器26的旋转促使螺旋尖端42牢固地接合邻近于组织缺陷156的组织154。可以通过使组织抓持器26略微缩回内窥镜的器具通道中来使组织154更接近于内窥镜,如图26中所示。组织缩回的程度与缝合的尺寸和位置有关。例如,为了使较大量的组织被缝合,可以用组织抓持器使组织154与内窥镜进行接触,如图27中所示。针保持臂48被致动以移动至闭合位置,促使针组件44刺穿组织54。缝合线46被拉动通过组织,如图28中所示。对组织的缩回量的控制允许医生具有允许在组织的壁内执行部分厚度缝合或延伸穿过组织的壁的全厚度缝合的能力。针捕捉装置通过将其在台肩79(图7)处抓持来捕捉针组件44并将其从针保持臂48(未示出)去除。图29示出了被移动至打开构造并从组织154去除的针保持臂48。缝合线46仍通过组织。图30示出了通过在将针组件44保持在针捕捉装置内的同时使内窥镜缝合装置20缩回来使缝合线46通过组织154延长。图31示出了被移动至闭合构造的针保持臂48和如果医生希望进行另一次缝合、则通过使针捕捉装置前进而被重新插入针保持臂48中的针组件44。如果医生并不希望进行另一次缝合,则能够使具有缝合线的针组件通过内窥镜通道缩回,并且用缝合线的两端,能够系一个结,并沿着内窥镜通道向下推动至治疗部位以将组织固定。替代地,能够使用束紧形成系统来固定缝合线。如图32中所示,可以使用束紧组件116和束紧输送装置118来捕捉缝合线46。可以将缝合线拉紧以牢固地闭合组织缺陷156。一旦组织缺陷156被充分地闭合,则可以使束紧组件116移动至闭合构造,从而将缝合线46固定,如图33中所示。束紧输送装置118能够释放束紧组件116,如图34中所示,并且复燃后能够使用任何标准切割装置、诸如剪刀来将缝合线46切断。可以设想束紧组件可以在固定缝合线之后结合切割装置。

[0035] 图35至图38示出了将组织缺陷闭合并将缝合线固定的另一方法。图35示出了内窥镜缝合装置20已输送针组件44(示意性地示出)和缝合线46通过邻近于组织缺陷156的组织154,其中,针组件44正邻近于组织154的表面静止。图36示出了具有束紧组件116和已抓持缝合线46的一部分的束紧输送装置118的束紧形成系统。缝合线被拉紧以使组织缺陷156闭合,同时针组件防止缝合线46的末端拉动通过组织154。一旦组织缺陷156被充分地闭合,则可以使束紧组件116移动至闭合构造,从而将缝合线46固定,如图37中所示。束紧输送装置118能够释放束紧组件116,如图38中所示,并且复燃后能够使用任何标准切割装置、诸如剪刀来将缝合线46切断。

[0036] 图39至图42示出了牢固地闭合组织缺陷的另一方法。图39示出了内窥镜缝合装置20,其具有打开构造和具有近侧凸珠102和位于针保持臂48中的刺穿尖端104的针夹持件100。组织抓持器26的螺旋尖端42已接合邻近于组织缺陷156的组织154并使组织朝着内窥镜缩回。图40示出了针夹持件100的刺穿尖端104已刺穿并离开组织的情况下通过组织定位的处于闭合构造的针保持臂48。图41示出了针保持臂48处于打开构造且被从组织154去除的情况下抓持针夹持件100的刺穿尖端的针捕捉装置。针夹持件100的近侧凸珠102邻

近于最初被刺穿尖端刺穿的组织定位。图42示出了组织154从组织换近期的释放和弹性针夹持件100采取其预先偏置大体上圆形形状,从而使组织缺陷156闭合。如能够认识到的,可以使用组织密封剂或粘合剂的施加来帮助使组织缺陷闭合。

[0037] 图43示出了根据本发明的另一实施例的内窥镜缝合装置320。内窥镜缝合装置320包括适合于与内窥镜的远端接合的盖组件322、可以可选地从盖组件322去除的细长通道锁构件324、外护套326、内护套328和细长柔性传动构件330。如在图44中看到的,盖组件322还包括固定附接通道锁接收器322、内窥镜通道插入引导件334、细长组织保护件336、从盖组件的底座开始向远侧延伸并容纳为针保持臂340提供旋转运动的机械组件的细长针保护件338,如图44中所示。通道插入引导件334是从盖组件322的管状突出体,并且适合于在其远端处位于内窥器具通道的内腔内。细长柔性通道锁构件324从通道锁接收器332延伸穿过器具通道并被固定在器具通道的近端处。通道锁定构件324确保盖组件322不会无意中从内窥镜的远端脱离。优选地,通道锁构件324采取主要由金属或聚合物形成的小直径单或多股导线或电缆的形式。另外,通道锁324的小直径允许有用于将其他器具定位于内窥镜的器具通道内的空间。图44和45分别地示出了处于针臂340闭合构造和针臂打开构造的盖组件322。

[0038] 仅仅出于示例的目的且不以限制的方式,在所示实施例中,盖组件322具有盖或环形元件322a,其具有约13.5mm的内径、约14.2mm的外径、稍微超过2mm的高度以及具有在1mm和2mm之间的边缘宽度的部分322b。

[0039] 仅仅出于示例的目的且不以限制的方式,在所示实施例中,细长组织保护件336在其外表面336a上限定环322a的约50度,并且在其中间部分处在环形元件332a的顶部上竖直地延伸约9mm。细长组织保护件336的内表面336b大体上是半圆形的(从而帮助限定侧壁336d)并限定约4 mm-5 mm的开口,其在盖组件的较小环332c(参见图48)上面且在针捕捉装置(下文参考图55-57所述)将位于其中的内窥镜通道上面延伸。此通道可以是通道插入引导件334被插入其中的内窥镜的同一通道,如下文所述。细长组织保护件336的顶面336d以约45度角倾斜。用所提供的布置,并且如下文参考图63-39所讨论的,组织保护件336帮助将组织合拢以便缝合并帮助防止被拉入盖组件中的组织堵塞内窥镜通道并阻碍缝合。

[0040] 仅仅出于示例的目的且不以限制的方式,在所示实施例中,细长针保护件338具有在约18mm和19mm之间的高度,并且在臂338a、338b之间形成弧形开口,其具有相互间隔开约5mm的外表面和相互间隔开约3.7mm的内表面。臂被顶部弧338c和位于弧338c下面的可选横构件(止动块)338d连结。在各臂之间和横构件338d下面的是下文所述的齿轮联杆342。另外,弯曲针保持臂340被布置成使得当针被保持在针保持臂340中时,在全开位置上,针的尖端优选地位于弧338c下面且在臂338a、338b之间。保持臂340然后能够通过齿轮联杆上面的弧形开口而旋转至闭合位置。每个臂338a、338b具有约0.64 mm的宽度和约2.5mm的径向厚度。

[0041] 图46示出了盖组件322的详细分解图。针保持臂340包括适合于摩擦接合针组件的第一末端340a,并且第二末端340b被牢固地固定到针臂齿轮联杆342(例如,在限定于其中的接收孔342a中)。仅以示例的方式且不以限制的方式,针保持臂340弯曲通过约90度的弧。齿轮联杆342被安装在针保护臂338a、338b之间,并且包括使用通过齿轮联杆342中的安装孔346的枢销345被安装到限定于针保护件338的外壳(臂)中的安装孔(第一安装位置)347的齿轮部分344以及臂或延伸部分343。齿轮部分344包括横向轮齿344a。同样地,推动构件

齿轮联杆348包括具有与轮齿344a拟合的横向轮齿350b的齿轮部分350a以及臂350c。齿轮联杆348被使用通过安装孔352的枢销351安装到限定于针保护件338的外壳(臂)中的安装孔(第二安装位置)353。齿轮联杆348还使用枢销357和安装支架358通过臂350c中的安装孔354被联接到推动构件连结点356。推动构件连结点356被固定地联接到传动构件330。图47和48示出了组装的盖组件322，其中，齿轮联杆348的齿轮部分与齿轮联杆342的齿轮部分相互啮合，使得当传动构件330前进时，齿轮联杆348旋转且其齿轮部分促使齿轮联杆342的齿轮部分旋转，促使针保持臂340移动至闭合位置。在闭合位置上，齿轮联杆342的臂343绕着齿轮联杆348且在其上面且在横构件338d与弧338c之间延伸。在打开位置上(图45)，齿轮联杆342的臂343相对于针保护臂338a、338b径向向外延伸，并且臂350c的背面可以接合横构件338d的边缘，其能够充当对齿轮移动的止动件。

[0042] 盖组件322还可以包括如图48中所示的洗涤偏转器360。洗涤偏转器使来自内窥镜的流体改向以洗涤齿轮机构以去除碎屑。上述部件全部优选地由生物相容金属制成，诸如不锈钢和钛，然而某些高强度聚合物也可能是适当的。安装孔347在针保护臂338a、338b中的竖直定位减小盖组件322的轮廓，并且促进内窥镜缝合装置320到治疗部位的输送。

[0043] 为了帮助盖组件322在内窥镜的远端上的保持，图49和50图示出盖组件322的视图，其中通道锁构件324可选地通过通道锁保持构件362被可去除地固定在通道锁接收器332中。优选地，保持构件362由被牢固地固定到通道锁构件324的远端的大凸珠(bead)形成，而通道锁接收器332限定具有小于凸珠的宽度的宽度的凹槽333。如果期望的话，通道锁导线或电缆324能够被焊接或固定到通道锁接收器332或盖组件的另一部分。在图50中示出了用以增加盖组件到内窥镜的远端的保持的附加机构，其中，通道插入引导件334具有部分分离结构(即，提供了一个或多个纵向狭缝335)。可以将分离的两个部分向外偏置，使得当其位于内窥镜的器具通道中时，其向通道的内壁施加向外的力，从而帮助盖组件到内窥镜的远端的保持。图51和52示出了如何向通道锁构件324施加张力并通过使用通道锁张紧器365而保持在内窥镜的近端处，该通道锁张紧器365将被固定到通道锁构件的近端的近侧通道锁保持构件366固定。通道锁张紧器365包括联接到内窥器具通道的卡扣式锁连接器370和弹簧372，该弹簧372支撑被联接到具有突部构件378的可旋转张紧轮376的张紧器外壳374。通道锁定构件324的近端螺纹通过张紧器外壳374且通过位于外壳顶部处的阀，并且位于突部接受器380内。突部接受器380将通道锁保持构件366固定到张紧轮376。张紧轮376然后能够旋转(例如，顺时针方向)以在通道锁构件上施加适当的张力且然后被锁定元件(未示出)锁定就位。弹簧372被用来通过压缩而补偿内窥镜的弯曲以在通道锁构件上保持恒定的张力。替代地，作为在卡扣式连接370与张紧外壳374之间提供弹簧372的替代，能够在轮376上提供弹簧以朝着期望的位置对轮进行弹簧加载(例如，图51的位置)。随着通道锁构件342连同观察仪器一起弯曲通过曲折路径，轮376能够抵抗弹簧力旋转以在通道锁构件324上保持期望的张力。

[0044] 图53图示出包括缝合线402、针尖404、锁间隙405和针主体406的针组件400。缝合线402可以由一般可用于手术缝合线的任何材料形成，诸如尼龙、聚烯烃、PLA、PGA、不锈钢、镍钛诺等。图54A至54C示出了针组件400的部件的详细分解图。针尖404具有锋利远端和具有型锻凸缘408的空心近端。针主体406具有适合于配合在针保持臂340内的近端和具有缝合线缝槽410的远端。针主体406适合于同心地接合针尖404并产生锁间隙405。柔性缝合材

料402位于延伸通过缝合线缝槽410的针主体406的远端上。针尖404和针主体406由适当的生物材料形成，并且可以由诸如尼龙、PEEK、PLA、PGA、PLGA或诸如不锈钢、镍钛诺或钛的金属的聚合物制成。可以使用标准连结技术来将各部件连结，诸如热结合、超声波焊接激光焊接、粘合剂或机械压褶。

[0045] 图55图示出针捕捉装置450，其包括细长导管或管452，细长导管或管452在其远端处具有针捕捉组件454且在其近端处具有被联接到把手组件458的按钮致动器456。仅以示例的方式且不以限制的方式，针捕捉装置450是该管452中的3mm的工具，并且远端针捕捉组件454优选地在直径方面为至多3mm。把手组件458优选地适合于被联接到把手组件，该把手组件操作内窥镜缝合装置320的针保持臂以便易于使用。朝着该末端，把手组件458提供有偏转齿锁459a和大体上刚性的齿459b，其被布置成与缝合装置320的把手组件600中的往返腔体和锁定元件接合，如下面参考图58和59A-59C所讨论的。

[0046] 图56A和56B分别地示出了处于闭合和打开构造的针捕捉组件454和管452的远端460的放大部分截面图。可滑动地位于管452的内腔内的是推杆或电缆462，其具有被机械联接到按钮致动器456的近端和被联接到致动器销464的远端。致动器销464位于在邻近于固定枢销468的杠杆臂466中限定的倾斜缝槽465。在杠杆臂466的远端处的是互锁特征470。针捕捉组件454的远侧内部形成针接受器472。按钮致动器456结合了弹簧组件，其将推杆462置于张力负载下，从而促使杠杆臂466保持在接合或闭合构造，如图56A中所示。当按钮致动器456被按下时，推杆462前进，从而促使杠杆臂466和互锁特征470进入脱离或打开构造，如图56B中所示。图57图示出位于针捕捉组件454的针接受器472内的针组件400。如所示，针组件400被互锁特征470和锁间隙405的互锁接合固定就位。在此构造中，针捕捉装置450能够用来输送针通过内窥镜的器具通道以将针组件加载到针保持臂340。

[0047] 在图58和59A-59c中看到用于内窥镜缝合装置320的把手组件600。把手组件600包括第一固定把手604和被枢轴612可旋转地固定到固定把手的第二可旋转把手608。可旋转把手608被座置在且固定在把手之间的弹簧614弹簧加载到在图58中看到的打开位置。固定把手604限定用于接收针捕捉装置450的把手组件458的近侧腔体618。从固定把手604延伸的在端口620中终止的管618。端口620包括流体阀622和用于联接到内窥镜的近端的机械卡扣式锁624。从固定把手延伸的还有容纳传动导线330的护套328。第二把手608限定指夹部626以及在其近端处的棘齿锁定元件628。如下文所述，可旋转第二把手608被联接到传动导线330。可旋转把手朝着固定把手的移动引起传动导线330的轴向移动(缩回)。可旋转把手远离固定把手的移动引起传动导线330在相反方向上的轴向移动(延伸)。

[0048] 现在转到图59A-59C，另外看到针捕捉装置450的把手组件458如何与内窥镜缝合装置320的把手组件600相互作用的把手组件600的附加细节。更特别地，如在图59A中看到的，被枢销632枢转地联接到第一把手604的内部的是致动枢轴元件634。传动导线330在第二位置636处被弹簧638联接到致动枢轴元件634，该弹簧638能够在由固定把手604想定的腔体639中移动预定距离。可旋转把手608还在第三位置640处被支架642联接到致动枢轴元件634，支架642被支柱644联接到可旋转把手608。结果，把手608(即，挤压)朝着图59A的闭合位置的旋转促使支架642将致动枢轴元件634的位置640向下拉。位置640向下的移动又伴随有致动枢轴元件634绕着枢销632的顺时针方向旋转以及因此在位置636处的致动枢轴元件634与弹簧638之间的连接的向后(顺时针方向)移动。弹簧638的移动将传动导线33向后

拉动。

[0049] 在图59A中还看到把手组件600与针捕捉装置450的把手组件458的相互作用。更特别地，固定把手604提供有捕捉器648，其延伸至腔体616中并被设计成接合针捕捉装置把手组件458的柔性齿(闩锁)459a。另外，腔体616具有用于接收刚性齿459b的底部近侧横档650。延伸到固定把手604之外的管618延伸到容纳弹簧656的固定把手604的管状腔体654中，从而将管618向外弹簧加载。

[0050] 当期望使针捕捉装置450在其远侧针捕捉组件454通过内窥镜的情况下延伸时，针捕捉组件的远端螺纹穿入固定把手604的腔体616、管状腔体654、管618、端口620中且然后进入内窥镜中。针捕捉组件454一直推动直至把手458接合固定把手604的腔体616。当被推到尽可能远时，刚性齿459b与横档650对准，并且柔性闩锁459a接合捕捉器648，从而将针捕捉装置450锁定就位。具有护套452的针捕捉装置450的电缆462从按钮致动器457延伸通过管状腔体654、通过管618且通过端口620并从其中出来。为了对针捕捉组件进行致动，如前所述地按下按钮456。通过在邻近于且接近于闩锁459a的把手458的突出部分459c上向下按压、从而促使闩锁从捕捉器648脱离并在把手458上向近侧拉动来提供针捕捉装置450从把手组件600的分离。

[0051] 如在图59B和59C中最好地看到的，针捕捉装置把手458优选地提供有棘齿锁定延伸部分或(钩状)齿459d。当针捕捉组件450在内窥镜缝合装置的把手600组件中就位时，可以通过使可旋转把手608上的棘齿锁定元件或齿628与针捕捉组件450的类似棘齿锁定延伸部分或齿459d(其进而被锁定在固定把手604中)接合来将把手604和608锁定就位在闭合位置，如在图59C中最好地看到的。如将认识到的，齿628和459d大体上横向地偏移，但是包括在彼此滑过去之后将相互接合或夹紧从而锁定就位的钩状部分。通过向把手中的一者或两者施加相对横向力来获得脱离。

[0052] 在图60A中示出了具有分配器主体502和可去除针屏蔽突部504的创新缝合线分配器500。在图60B中示出了缝合线分配器500，针屏蔽突部504被从显露针保持构件506的分配器去除。为了更好地图示出缝合线分配器500，图60C示出了部件的分解透视图。缝合线分配器500包括下主体508和上主体510，其一起形成容纳包含缝合线402的缝合线线轴512、针屏蔽504和针保持构件506的腔体。下和上主体508、510优选地包括肋508a、508b(上主体上的类似肋未示出)，线轴512停靠在其上面和周围，使得线轴512能够在腔体中以最小的摩擦旋转。下和上主体508、510每个还优选地提供有壁513a、513b、513c(在图60C中仅相对于下主体508看到)，其将针保持构件506保持在原位，但是允许将针屏蔽突部504去除。更特别地，注意壁513a形成用于针保持构件的后壁。其包括用于接收针保持构件(和针)的后部的切口或孔口513d，并且其在513e处成角度以连结外壁513c。壁513b有效地形成两个凹槽，第一凹槽使针保持构件506就位并将其保持在原位，并且第二凹槽保持针屏蔽突部504的一部分就位。然而，针屏蔽突部延伸到外壁513c中的径向开口或孔口之外，并且能够被完全拉出(即能够滑出)以显露出针保持构件506的接收腔体514。外壁513c还提供有在接收腔体514前面的开口或孔口513f。缝合线分配器500及其大部分部件容易地使用适当的聚合物、该聚合物诸如聚乙烯、聚丙烯或聚苯乙烯、注射模制和优选地卡扣在一起的设计(例如，下主体508上的闩锁508c和空心接收柱508d以及上主体510上的捕捉器510c和支柱(未示出))以低成本制成。

[0053] 如在图60B中看到的,针屏蔽504优选地提供有尖头504a。尖头被可挤压地保持在从下和上主体508、510延伸的肋(未示出)之间以便将针屏蔽504保持在原位。然而,由于尖头是弹性的,所以向针屏蔽504的突部部分504b施加力允许将针屏蔽504从分配器主体502去除。

[0054] 如前所述,针保持构件506包括如图61A和61B中所示的针接收腔体514,可去除针组件400被保持在那里。如图61B的部分截面图中所示,针主体406被以摩擦力保持在限定于保持构件506的主体中的孔口514a(以其被以摩擦力保持在针保持臂340(图46)中的大致相同的方式),并且针被连接到缠绕在缝合线线轴上的缝合线402。针捕捉组件454可通过针接收腔体514接近针尖404;即,腔体在针尖周围提供空间以允许针捕捉组件进入腔体并抓持针。并且如图61B中所示,针保持构件506具有横向细长上和下法兰514b,其接收并座置在由缝合线分配器500的下和上主体508、510的壁513a、513b形成的凹槽中。针保持构件的主体具有通过内壁513a的孔口513d向后延伸的圆柱形部分。

[0055] 图62A和62B示出了接收针捕捉装置450的针捕捉组件454的缝合线分配器500。图62B示出了与针互锁地接合以便从分配器去除的针捕捉组件454的部分截面图。

[0056] 图63至图69描述了使用本发明的内窥镜缝合装置320来执行缝合操作的方法。如图63中所示,内窥镜缝合装置320邻近于具有要闭合的组织缺陷156的组织154定位。内窥镜缝合装置320处于打开构造且针组件400的尖端被针保护件338遮蔽。图64示出了组织抓持器26,其从内窥器具通道延伸,使得螺旋尖端42邻近于组织缺陷156。组织抓持器26的旋转促使螺旋尖端42牢固地接合邻近于组织缺陷156的组织154。可以通过使组织抓持器26略微缩回内窥镜的器具通道中来使组织154更接近于内窥镜,如图65中所示。在组织的缩回期间,针保护件338防止组织抵靠着针组件400的尖端拖曳,从而减少无意中的组织损伤。组织缩回的程度与缝合的尺寸和位置有关。例如为了使更大量的组织被缝合,组织抓持器可以使组织154接近于内窥镜,如图66中所示。当尝试将大量的组织缝合时,组织保护件336的有角度远端的位置与针保护件338相结合而帮助使组织合拢以准备缝合,并且优选地帮助防止组织直接邻近于针捕捉装置定位并从而将其堵塞。针保持臂340被致动以移动至闭合位置,促使针组件400刺穿组织154。组织保护件336的有角度部分为组织提供支撑,允许针更容易地穿透组织,如图67中所示。缝合线402被拉动通过组织,如图68中所示。对组织的缩回量的控制允许医生具有允许在组织的壁内执行部分厚度缝合或延伸穿过组织的壁的全厚度缝合的能力。针捕捉装置捕捉针组件400,并将其从针保持臂340(未示出)去除。图69示出了被移动至打开构造且从组织154去除的针保持臂340。缝合线402仍通过组织。为了继续行进中的缝合,能够用针组件重新加载针保持臂而不需要如前所述地将内窥镜缝合装置从主体去除。如果仅要求一次缝合,则可以将缝合线系到外科结或用来固定缝合线的束紧装置,从而使组织缺陷闭合。

[0057] 图70图示出根据本发明的另一实施例的内窥镜系统710,其包括具有插入管714的内窥镜712和作为内窥镜治疗系统的一部分的内窥镜缝合装置720。图71至72B分别地图示出内窥镜缝合装置720和内窥镜712的近侧和远侧部分。内窥镜缝合装置720具有可操作把手712,其在器具通道外壳723处被具有活动连结点726的把手支架724可去除地联接到内窥镜712。内窥镜712的器具通道外壳723允许分别地接近第一和第二器具通道728和729。内窥镜缝合装置720包括细长针捕捉装置730,其延伸至内窥镜712的远端并可滑动地位于器具

通道729内。针捕捉装置730还包括把手731。内窥镜缝合装置720被把手722操作，其在近侧被联接到传动组件732，该传动组件32沿着插入管714的外部向远侧延伸至内窥镜712的远侧。传动组件732在其远端处被联接到盖组件733，其位于内窥镜712的远端上。图72A和72B示出了盖组件733，其具有盖底座734、用以将盖底座安装到内窥镜的下安装部分794、组织保护件736、针保护件738、针保持臂740和针组件741。示出了处于闭合构造的针保持臂740，其将针组件714部分地放置在组织保护件736内部。针保持臂740被可旋转地联接到齿轮组件742并通过细长传动构件744通过传动组件732的传动导管746的轴向移动而操作。传动导管746的远端被固定到盖底座734。图73A和73B示出了被联接到内窥镜712的远端的盖组件733，其中，针保持臂740处于打开位置。在打开位置上，被可去除地联接到针保持臂740的针组件741被屏蔽在针保护件738内，并且延伸到器具通道729中的缝合线738是可见的。在图73B和74B中被示为延伸到邻近于针捕捉装置远端750的器具通道729中。

[0058] 图75图示出盖组件733的部件的详细分解图。传动构件744被固定地联接到具有安装支架754的推动构件连结点752。通过将枢销757通过安装支架754和安装孔756固定，具有安装孔756的推动构件齿轮联杆755被可枢转地联接到安装支架754。推动构件齿轮联杆755还包括安装孔758和横向轮齿759。针保持臂齿轮联杆760包括安装孔762、邻近横向轮齿764以及针保持臂安装孔766。针保护件738一般地由两件组成，包括具有宽针盖件772且包括用于附加部件的一对安装孔774(在“U”的每侧一个)的“U”形上部770以及延长“U”的支腿的下部776，其被固定地联接到上部770和盖底座734两者并包括两对安装孔778和780。通过将枢销782通过安装孔778和安装孔762定位，针保持臂齿轮联杆760被固定到下部776。推动构件齿轮联杆755的横向轮齿759被定位为与针保持臂齿轮联杆760的横向轮齿764相互啮合，并且通过将枢销784通过下部776中的安装孔780和推动构件齿轮联杆755中的安装孔758定位将两个齿轮联杆固定。销786位于上部770的安装孔774中并用于防止针保持臂联杆760的不期望移动。通过将针保持臂末端788牢固地固定在安装孔766内，针保持臂末端执行器740被联接到针保持臂齿轮联杆760。针保持臂740包括适合于接合针组件741并限定从其中穿过的纵向轴线的笔直尖端构件790。组织保护件736具有大体上圆柱形状和管状外形，其具有远侧或上部792，该远侧或上部792具有相对于组织保护件的纵向轴线倾斜地成角度的远侧表面792a以及缝合线通过凹陷792b，缝合线可以通过该缝合线通过凹陷792b从内窥镜的工作通道朝着安装在针保持臂740(图73B)上的缩回针组件741延伸。下安装部794具有以与组织保护件736轴向对准的方式提供的大体上圆柱形状和管状外形。组织保护件736和下安装部分794优选地由公共管状构件整体地形成，并且开口纵向地延伸穿过组织保护件736和下安装部分794。安装部分794的近侧部分在横向于其纵向轴线的方向上渐缩至较小轮廓，而不减小穿过安装部分的开口的直径以帮助其插入器具通道729中，如下面更详细地讨论的。在一个实施例中，安装部分794的近端具有以倾斜角度相对于通过安装部分794的纵向轴线定向的平面端面794a(还参见图74)。替代地，近侧部分可以包括沿着倾斜曲线渐缩至减小的末端截面轮廓的表面。底座安装止动块796位于上和下部之间以适当地将保护件736和安装部分794定位于盖底座734上。组织保护件736的壁中的细长缝槽797从下安装部分794延伸穿过底座安装止动块796和上部792的一部分。如图75中所示，缝槽797可以是笔直的，或者如图75A的替代实施例中所示，缝槽797a可以是非笔直的，例如以锯齿形延伸。此类非笔直延伸缝槽797a减少了与接近于缝槽延伸的缝合线的潜在干扰。盖底座734包括其中将放

置下安装部分794的安装孔798。底座安装止动块796配合在安装孔798周围以适当地纵向地放置组织保护件736和安装部分794并随后优选地通过激光焊接被牢固地固定。下安装部分794优选地由弹性材料形成，并且具有略大于内窥镜的器具通道的直径的外径。可以使用手指或工具(未示出)来暂时地压缩或挤压下安装部分794的向外偏置直径以减小该直径，以便插入器具通道中。一旦压缩源被去除，则下部794外径的弹性偏置以充分的力与器具通道的内径接合以将盖组件733保持在内窥镜712的远端上。

[0059] 图76A图示出包括优选地笔直、空心针主体800、笔直针尖802和缝合线748的针组件741。针主体800优选地由适当生物相容材料的海波管。优选地通过激光切割而处理针主体800以沿着管的长度在管的壁中形成各种特征，诸如位于管的一端处的针突部804a和804b、缝合线突部806a和806b、在管的另一端处的针保持臂突部808a和808b以及大体上位于管的中间的缝合线孔809。图76B示出了用以提供进一步部件细节的针组件741的分解图。针尖802具有锋利末端810、捕捉凹槽部分812、突部凹槽部分814、位于凹槽之间的盖插塞部分8016和钝端部817。图77A和图77B描述了针组件741的两个部分截面图。如所示，针尖802的钝端部817位于针主体800的内腔内，使得尖端突部804a和804b邻近于尖端凹槽部分814。如所示，盖插塞部分816堵塞针主体800的一端。尖端突部804a和804b朝着针主体800的内腔塑性变形以接合突部凹槽部分814，从而提供将针尖端802固定到针主体800的机械互锁。缝合线748具有通过邻近于钝端部817的缝合线孔809而位于针主体800内的端部818。缝合线突部806a和806b朝着针主体800的内腔向内塑性变形以将缝合线末端818固定在针主体800的内腔内。针保持臂突部808a和808b也朝着针主体800的内腔塑性变形。为了帮助刺穿组织，针尖802的锋利末端810具有第一渐缩区域820和第二渐缩区域822。

[0060] 图78图示出与针组件741接合的针保持臂740的尖端部分790的部分截面图。分别地具有第一、第二和第三部分824、826和828的尖端部分790位于针主体800的开放末端内。如所示，第一和第三部分824、826的直径略小于针主体800的内径，而第二部分826的直径略小以在第一和第三部分824、828之间限定圆周凹槽829。针保持臂突部808a和808b随着第一部分824插入针主体800的内腔而弯曲并弹性恢复以接合针保持臂740的第二部分826。为了将针主体800从尖端部分790去除，需要显著的力以引起突部808a和808b的弯曲，确保针主体800不会无意中从针保持臂740脱离。在远离尖端部分且与尖端部分的轴线共轴的方向上施加力，以将针主体800从尖端部分790去除。替代地，能够提供用于将针主体附接到针保持臂的其他装置。例如，针主体可以提供有多个臂，针保持臂被接收到多个臂中。

[0061] 图79描述了具有从远端750延伸到近侧把手731的细长主导管830的针捕捉装置730。从近侧把手731延伸的还有加强护套832和834。可以将主导管830形成为提供灵活性和对压缩的一定抵抗力的线圈导管。图80至图82图示出针捕捉装置730的截面图。图81示出了把手731的放大截面图。把手731包括主体836和按钮构件838。主体836具有尺寸被确定为接收按钮构件838的轴部分842的腔体840。弹簧构件844位于腔体840内且联接到按钮构件838。细长电缆846被联接到轴842并通过联接到主导管830的主体836延伸到远端750。主体836包括法兰部分848，而按钮构件838包括主接触点850。法兰部分848适合于用两个手指来保持主体836，而主接触点850适合于接合拇指以按下按钮构件838。针捕捉装置730的远端750包括捕捉外壳852，其具有被联接到主导管830的远端854的近端853，如图82中所示。主导管830和电缆846在长度方面尺寸被确定为将捕捉外壳852的远端定位于器具通道的远端

处而不会在针捕捉装置730被完全插入内窥镜的器具通道729中时从那里伸出。

[0062] 在捕捉外壳内,存在外刚性海波管856以及内刚性海波管858和中间刚性海波管860。内海波管858位于中间海波管860的内腔内,中间海波管860位于外海波管856的内腔内。中间海波管860具有被连接到电缆846的远端864的近端862。外海波管856的近端866被联接到主导管830的远端854,而外海波管远端868被联接到捕捉外壳852的远端870。外海波管856包括从壁切割的激光切割突部特征872a和872b。中间海波管860包括细长激光切割缝槽874。内海波管858还包括激光切割缝槽876。突部特征872a和872b通过中间海波管860的缝槽874塑性变形以接合内海波管858的缝槽876,从而相对于外海波管856而牢固地固定内海波管858的位置,但是允许中间海波管860针对缝槽874的长度在其之间滑动。外海波管856在壁内具有附加激光切割特征,其包括活动铰链突部878以及闩锁释放斜坡882,活动铰链突部878包括闩锁突部880。

[0063] 图83A描述了与针组件741接合的针捕捉装置730的远端750的放大图。捕捉外壳853包括被绕着远端870径向排列的空间886分离的多个螺齿(flight)884和被绕着近端853径向排列的空间890分离的多个螺齿888。螺齿884和888帮助将远端750在组织保护件736内定于中心以帮助在缝合期间可靠地从针保持臂740捕捉针组件741。螺齿之间的空间886和890允许在缝合期间根据需要自由地分配沿着侧面针捕捉装置730的器具通道内的缝合线。图83B是针组件741被接合的情况下的捕捉外壳852的截面图。随着针组件741进入外海波管856,针尖802提升闩锁突部880。当针尖802接触内海波管858的远端892时,闩锁突部880返回至其正常向内偏置位置并接合捕捉凹槽部分812,从而将针组件741锁定在捕捉外壳852内。此捕捉接合的强度显著高于针组件741到针保持臂740的接合强度,使得针保持臂740相对于所接合的针捕捉装置730的旋转或者所接合的针捕捉装置730在与针联接尖端部分790共轴且远离针联接尖端部分790的纵向方向上相对于针保持臂740的缩回将超过用来将针组件741保持在针联接尖端部分790上的力,促使针组件741从针保持臂740脱离。中间海波管860的远端接近于闩锁释放斜坡882定位。

[0064] 可控释放针组件741的能力在内窥镜缝合手术期间是非常期望的。受控释放允许医生将针组件加载在针保持臂上以执行连续缝合以释放到针组件以便用作锚定件或t标签。图84图示出已经从针捕捉装置730释放的针组件741。在按下按钮构件838时,电缆846向远侧前进,促使中间海波管860的近端862相对于外海波管856向远侧移动。随着中间海波管860的远端894接触闩锁释放斜坡882,其促使活动铰链突部878升高,从而促使闩锁突部880被从针尖802的闩锁凹槽部分812去除。

[0065] 图85A描述了包括具有侧面896和897的模制主体部分895的把手支架724的实施例。模制法兰898绕着主体部分895的上部及侧面896和897延伸。模制插座(socket)部分899位于中心位置处以便与可操作把手722联接。图85B图示出具有模制主体部分902的替代把手支架900,其侧面904和906及法兰908绕着主体部分902的上部及侧面904和906延伸。模制插座部分910位于邻近于侧面904的偏心位置处以便与可操作把手722联接。

[0066] 图86图示出被联接到具有活动连结点726的把手支架900的可操作把手722的后视图。把手722包括具有第一把手臂914、第二把手臂916和盖构件918的模制主体912。图87A示出了没有盖构件918的把手722和显露主体912的内组件和附接球构件920的把手支架900。心轴构件922在中心位于主体912内。第一把手臂914与板923和传动构件外壳924整体地形

成并可旋转地位于心轴构件922上。示出了通过板923中的弹簧缝槽927伸出的弹簧构件926。示出了通过板923的分度器缝槽929伸出的分度器构件928。分度器构件928的移动局限于由分度器路径930限定的位置，其采取主体912中的模制引导路径的形式。图87B示出了显露传动构件外壳924的内部的把手722的部分剖视图。板簧构件932具有邻近于第二臂把手916定位的第二臂末端934和邻近于传动构件744定位的传动构件末端936。传动构件744在连结点937处被固定地联接到板簧932。保持构件938被联接到传动导管746并位于板923的传动构件外壳924内。为了确保板923适当地绕着心轴922旋转，位于主体912上的引导构件940延伸通过板923的弧形导槽941。位于主体912上的还有弹簧止动构件942，其保持弹簧构件926的一端的位置。分度器路径930包括当闭合时第一臂把手914临时地被锁定在其中的锁定位置944。图88A和88B示出了处于闭合和锁定位置的把手722。第一把手臂914被示为邻近于第二把手916定位。传动构件外壳924被示为绕着心轴922旋转，使得传动导管746相对于传动构件744向远侧前进，促使盖组件733的针保持臂740闭合。(图74)弹簧构件926由于板923绕着心轴构件922的旋转而被压缩。第一把手臂914的进一步压缩促使分度器构件928从临时锁定位置944移动并遵循分度器路径930至其中压缩弹簧构件926的储存能量被释放的位置，以引起使传动导管746缩回的传动构件外壳924相对于传动构件744的旋转，以从而打开盖组件733的针保持臂740。

[0067] 图89图示出缝合线分配器950，其包括具有大体上椭圆形状的模制底座构件952、提高外壁953和柔性盖构件954。盖构件954具有用以接近针组件741的接近孔755。盖构件954具有将被插入外壁953内的形状和尺寸，并经由多个成型突部956被固定到底座构件952，多个成型突部956被附接到外壁953并在大体上平行于底座构件952的平面中向内突出。图90示出了缝合线分配器950的分解图。模制底座构件952还包括具有多个模制缠绕突部960和962的提高内壁958，所述多个模制缠绕突部960和962被附接到在大体上平行于底座构件952的平面中朝着外壁953延伸的内壁958弯曲段961和963。模制底座构件952还包括具有用于保持针组件741的针保持孔966的针外壳支撑构件964。缝合线748被缠绕在内壁958周围并位于缠绕突部960和962与底座构件952之间，针组件741位于针保持孔966中。图91图示出通过缝合线分配器950的接近孔955而接合针组件741的针捕捉装置730的远端750的捕捉外壳852。

[0068] 图92至图99描述了使用本发明的内窥镜缝合装置720来执行缝合操作的方法。如图92中所示，内窥镜缝合装置720邻近于组织154定位，组织154具有要闭合的组织缺陷156。内窥镜缝合装置720采取打开构造，并且针组件741的尖端被针保护件738遮蔽。图93示出了组织抓持器970从内窥器具通道延伸，使得螺旋尖端972邻近于组织缺陷156。组织抓持器970的旋转促使螺旋尖端972牢固地接合邻近于组织缺陷156的组织154。可以通过使组织抓持器970略微缩回内窥镜的器具通道中来使组织154更接近于内窥镜，如图94中所示。在组织的缩回期间，针保护件738防止组织抵靠着针组件741的尖端拖曳，从而减少无意中的组织损伤。组织缩回的程度与缝合的尺寸和位置有关。例如为了使更大量的组织被缝合，组织抓持器可以使组织154接近于内窥镜，如图95中所示。当尝试将大量的组织缝合时，组织保护件736的有角度远端的位置与针保护件738相结合而帮助使组织合拢以准备缝合，并且优选地帮助防止组织直接邻近于针捕捉装置定位并从而将其堵塞。针保持臂740被致动以移动至闭合位置，促使针组件741刺穿组织154。组织保护件736的有角度部分为组织提供支

撑,允许针更容易地穿透组织,如图96中所示。缝合线748被拉动通过组织,如图97中所示。对组织的缩回量的控制允许医生具有允许在组织的壁内执行部分厚度缝合或延伸穿过组织的壁的全厚度缝合的能力。针捕捉装置捕捉针组件741,并将其从针保持臂740(未示出)去除。图98示出了部分地从组织缩回的针保持臂,图示出针保持臂尖端790接触组织。图99示出了移动至打开构造并被从组织154去除的针保持臂740。缝合线748仍通过组织。为了继续行进中的缝合,能够用针组件重新加载针保持臂而不需要如前所述地将内窥镜缝合装置从主体去除。如果仅要求一次缝合,则可以将缝合线系到外科结或用来固定缝合线的束紧装置,从而使组织缺陷闭合。

[0069] 图100图示出根据本发明的另一实施例的组织抓持器具。示出了具有细长导管1010的螺旋组织抓持器1000,该细长导管1010具有位于其近端处的手把1012。把手1012具有被联接到导管1010的主体1014和用于使位于导管1010的远端处的螺旋构件1018旋转的可旋转旋钮1016。图101A示出了螺旋组织抓持器1000的近侧部分的分解图。可旋转旋钮1016包括细长轴1020、位于从轴1020延伸的延伸臂1024和1026之间的安装部分1022。位于延伸臂1024和1026的末端处的分别是接合突部1028和1030。接近于同样位于延伸臂1024和1026上的接合突部1028和1030的分别是引导构件1032和1034。可旋转旋钮1016优选地被形成为模制塑料部分,其具有全部整体地形成的轴1020、安装部分1022、延伸臂1024和1026、接合突部1028和1030。引导构件1032和1034间隔开且从其各自的延伸臂朝着另一延伸臂延伸。示出了具有近端1037和有角度近侧尖端1038的致动构件1036,其延伸通过主体1014的接收腔体1040和应变释放构件1042。图101B示出了螺旋组织抓持器1000的远侧部分的分解图。示出了从导管1010的远端1044延伸的致动构件1036的远端1046。致动构件1036优选地采取细长柔性弹性线的形式,然而,诸如柔性转矩传动多纤丝电缆、激光切割海波管或导管的其他形式也可以是适当的。还示出了轴承套筒1048和螺旋构件1018,该螺旋构件1018具有近侧部分1050、中间部分1052、远侧部分1054和远侧尖端1056。螺旋构件1018优选地采取由圆线形成的线圈的形式,其在近侧部分1050处具有闭合节距且在中间和远侧部分1052和1054处具有扩大的节距。螺旋构件1018的远侧部分1054优选地朝着尖锐远侧尖端1056变平。

[0070] 图102A和102B图示出组装螺旋组织抓持器1000的近侧和远侧部分的部分剖视图,其中,螺旋构件1018处于输送构造。示出了可旋转旋钮1016,其被联接到主体1014,使得轴1022被插入接收腔体1040中。延伸臂1024和1026的接合突部1028和1030互锁地接合主体1014的圆形第一凹槽1058。位于腔体1040中的圆形第一凹槽1058远侧的是圆形第二凹槽1060。致动构件1036的近侧尖端1038被联接到轴1020的安装部分1022,从而限制致动构件1036相对于可旋转旋钮1016的纵向移动。引导构件1032和1034绕着致动构件1036的近端1037定位以限制近端1037相对于可旋转旋钮1016的横向移动。致动构件1036延伸通过导管1010的近端和被联接到主体1014的远端的应变释放件1042至导管远端1044。致动构件1036的远端1046通过轴承套筒1048的内腔邻近于螺旋构件1018的近侧部分1050定位。致动构件远端1046优选地通过激光焊接被固定到轴承套筒1048和近侧部分1050两者。另外,可以将螺旋构件1018的近侧部分1050直接地连结到轴承套筒1048。如在图102A和102B中所描述的,当接合突部1028和1030互锁地位于圆形第一凹槽1058内时,螺旋构件1018在远端1044处完全位于导管1010的内腔内,为螺旋组织抓持器1000提供输送构造。在输送构造中,尖锐

远侧尖端1056被导管1010屏蔽,防止在通过内窥镜插入期间对器具通道的潜在损坏。图103A和103B图示出组装螺旋组织抓持器1000的近侧和远侧部分的部分剖视图,其中,螺旋构件1018处于展开构造。可旋转旋钮1016相对于主体1014向远侧前进,使得接合突部1028和1030从圆形第一凹槽1058脱离并互锁地接合圆形第二凹槽1060。可旋转旋钮106相对于主体1014的远侧移动促使致动构件1036和螺旋构件1018相对于导管1010向远侧移动,使得中间和远侧部分1052和1054及尖锐远侧尖端1056向导管远端1044的远侧延伸,提供展开构造。虽然在输送或展开构造中,可旋转旋钮的旋转通过致动构件1036的旋转而引起螺旋构件1018的旋转。在展开构造中,尖锐远侧尖端1056被暴露并自由地接合组织。

[0071] 已结合各种图中所示的优选实施例描述了本发明。然而,很明显,能够使用其他类似实施例来实现与本发明的那些相同的功能,能够修改上述实施例,或者能够添加其他实施例。本发明因此不限于任何单个实施例。例如,上述每个治疗设备能够与刚性内窥镜、套针等以及柔性内窥镜一起使用。并且,虽然相对于特定实施例的端盖、针保护件、组织保护件等描述了特定尺寸和形状,但可以利用其他尺寸和形状。出于本说明书和权利要求的目的,在使用术语“基本上”或“大约”的情况下,应将其理解为提供±20%的范围。例如,应将“约180度”的角度理解成包括在144至216度范围内的角度。应将“基本上2mm”的尺寸理解成包括在1.6至2.4mm范围内的尺寸。此外,应认识到的是能够与其他实施例相结合地使用每个实施例的不同方面。仅以示例的方式,可以跨各种实施例可互换地使用用于各种实施例的内窥镜缝合装置和用于针捕捉装置的手组件。因此本领域的技术人员将认识到的是在不脱离要求保护的其精神和范围的情况下,可以对提供的发明进行其他修改。

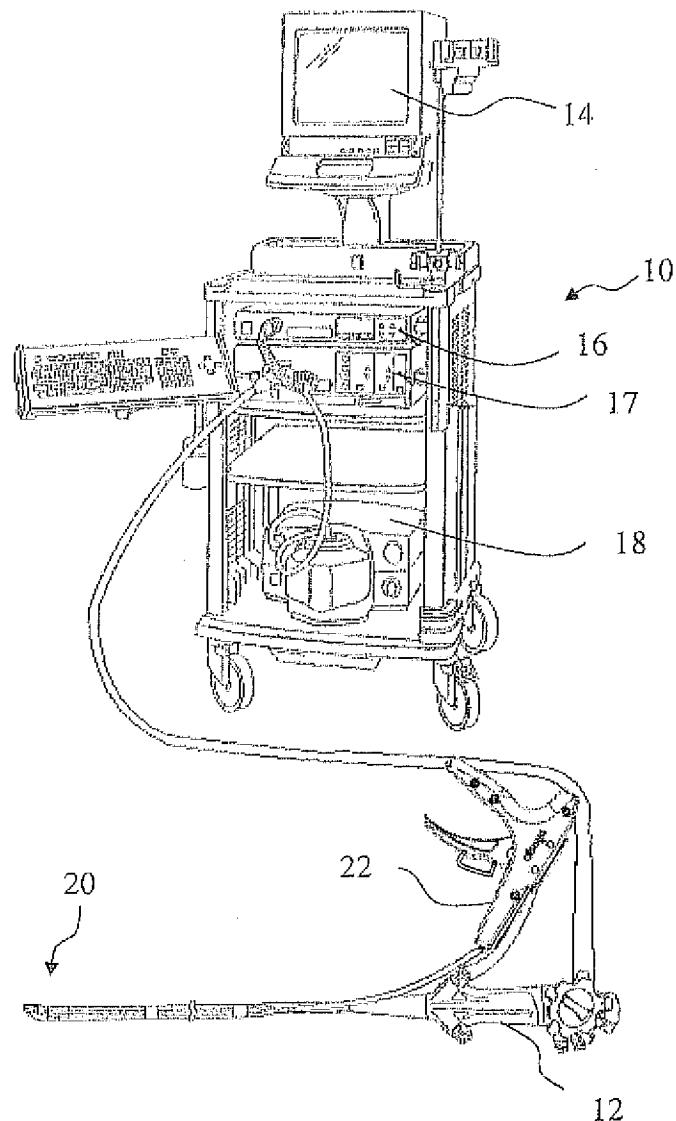


图 1

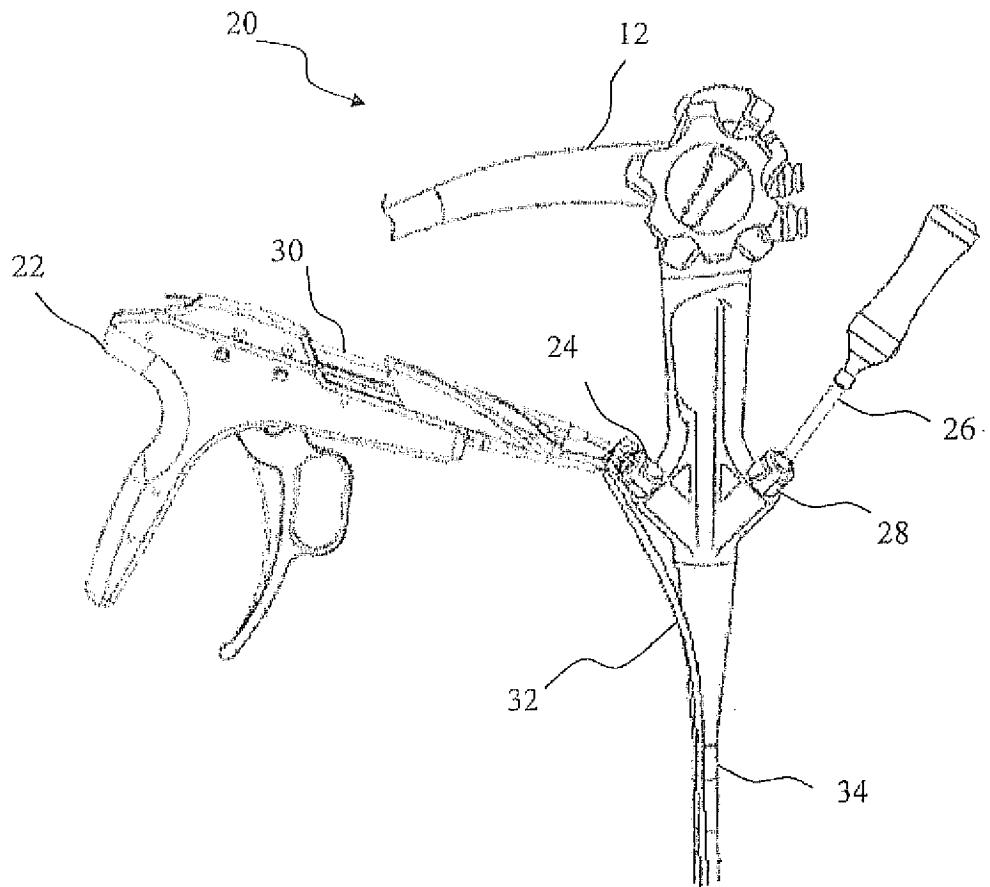


图 2

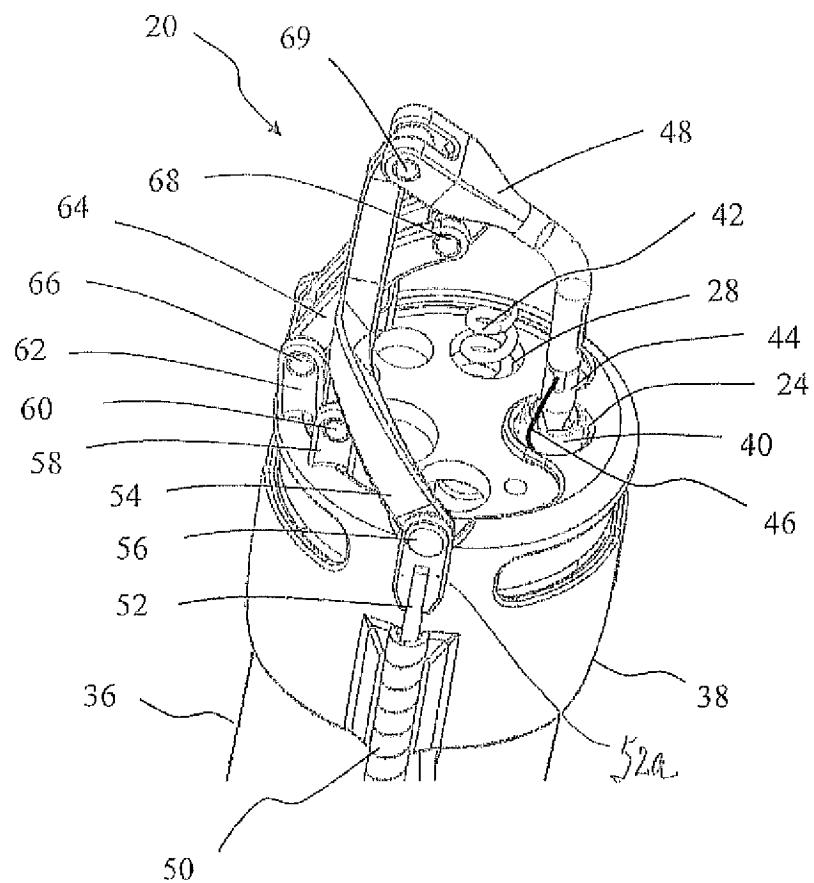


图 3

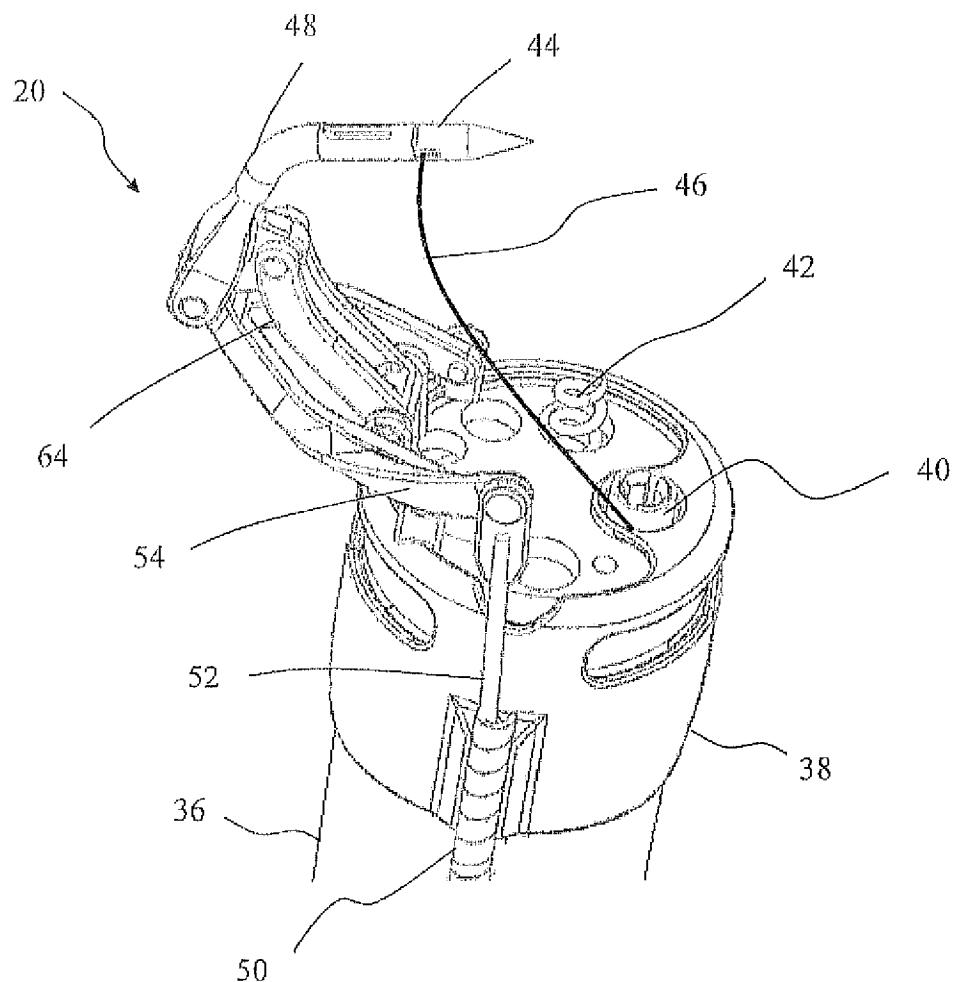


图 4

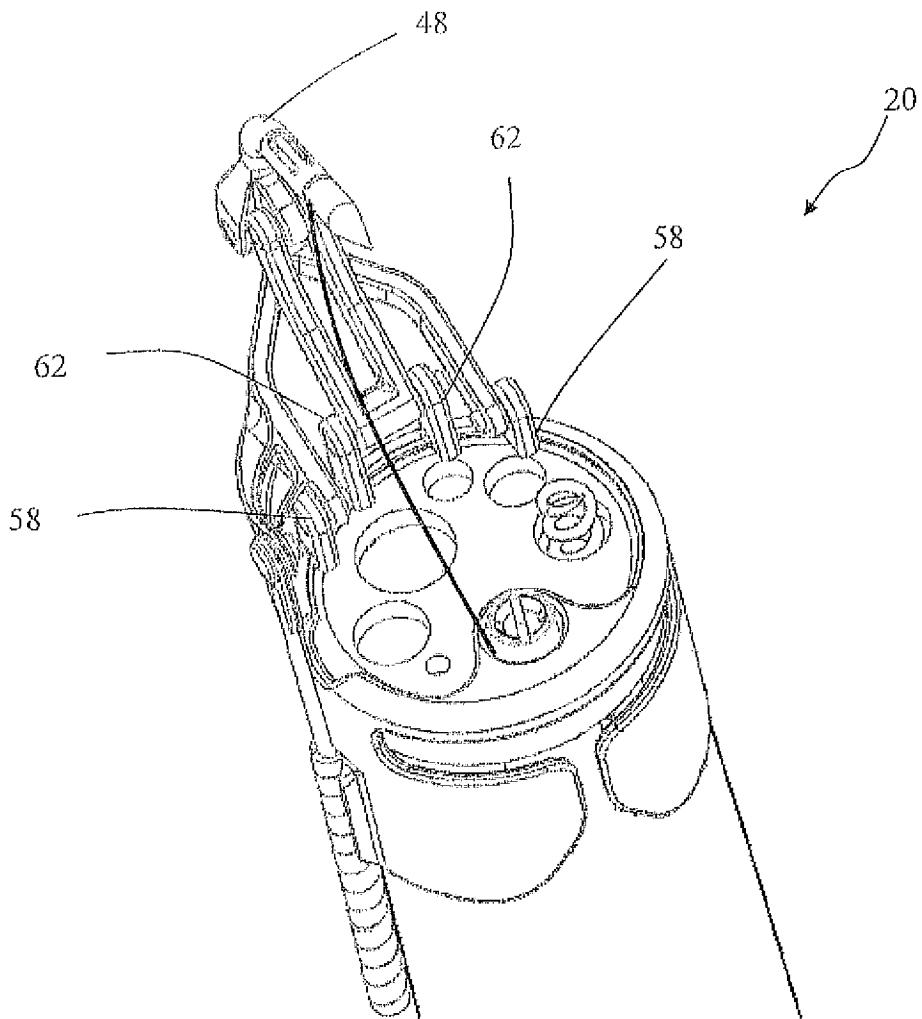


图 5

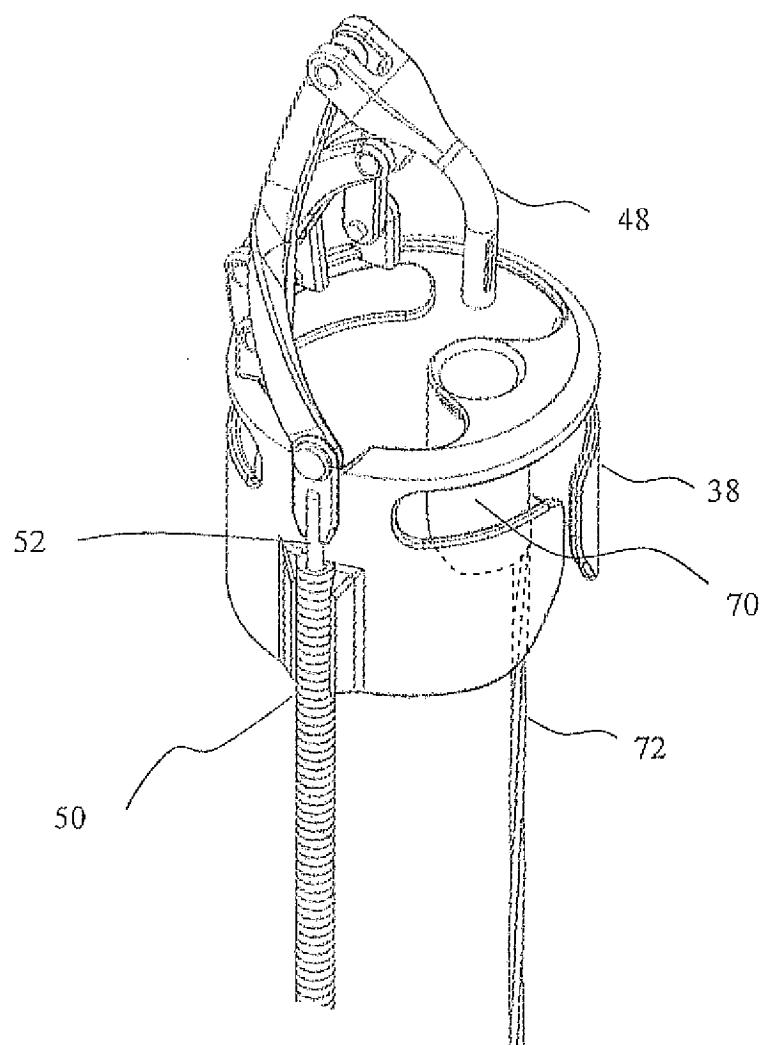


图 6

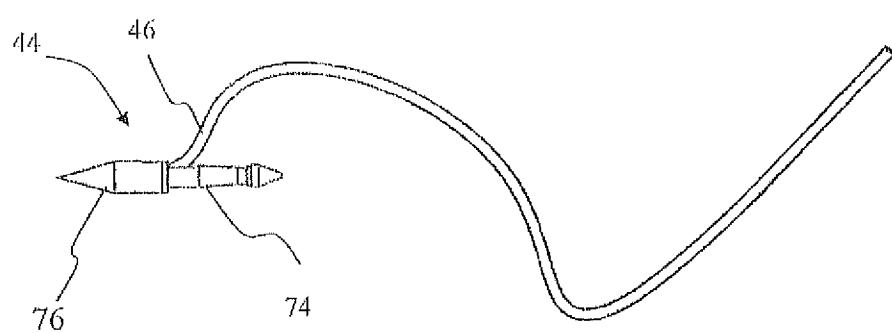


图 7

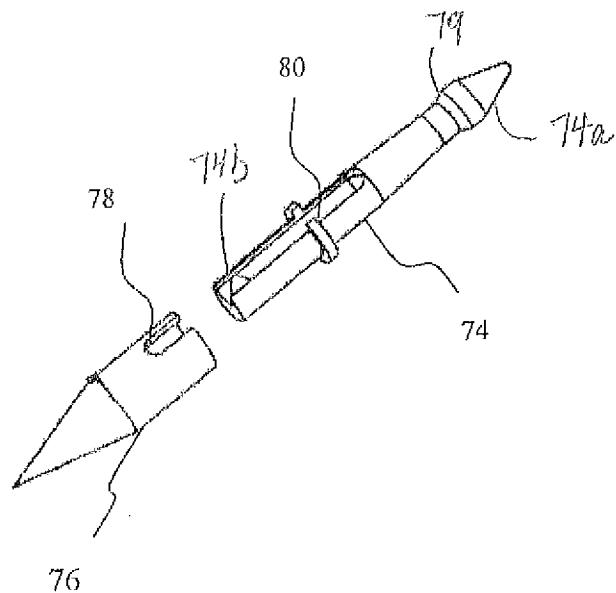


图 8

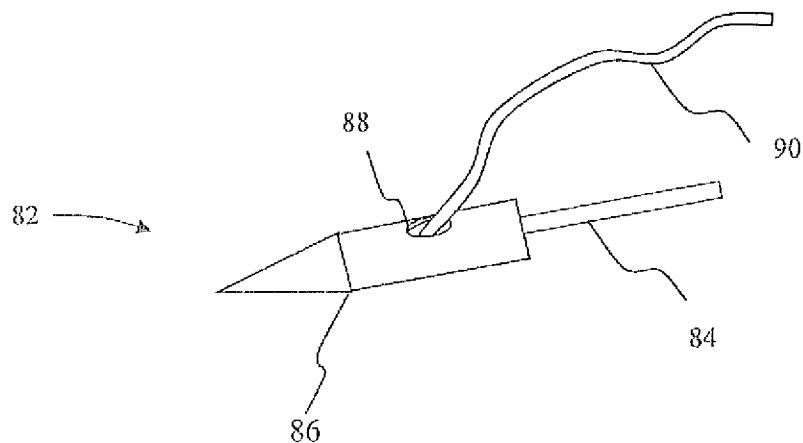


图 9

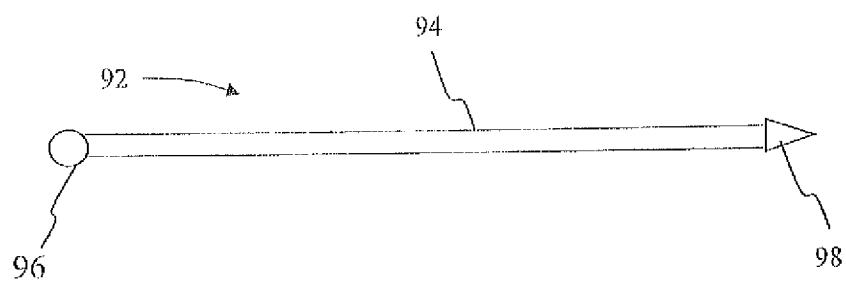


图 10

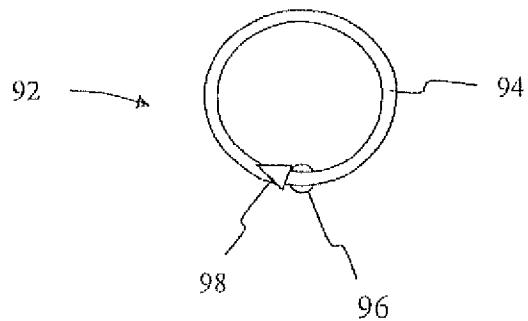


图 11

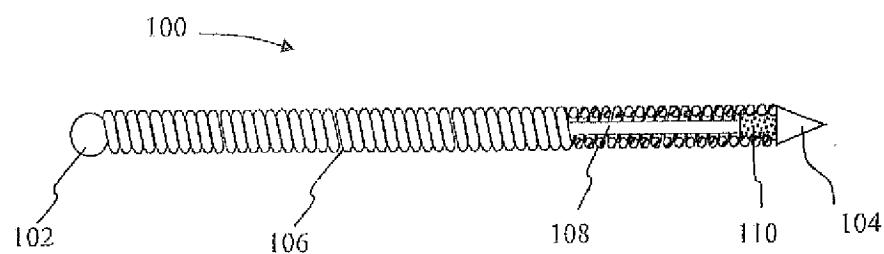


图 12

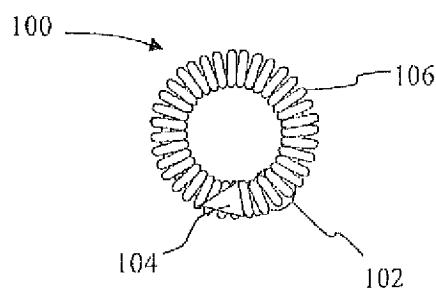


图 13

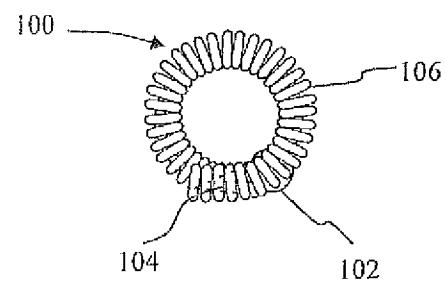


图 13A

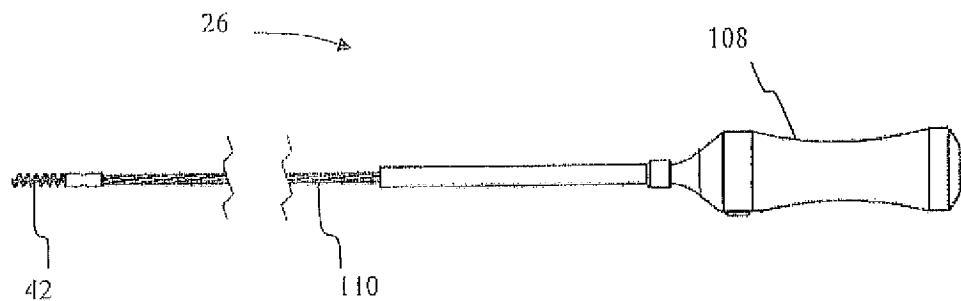


图 14

26 →

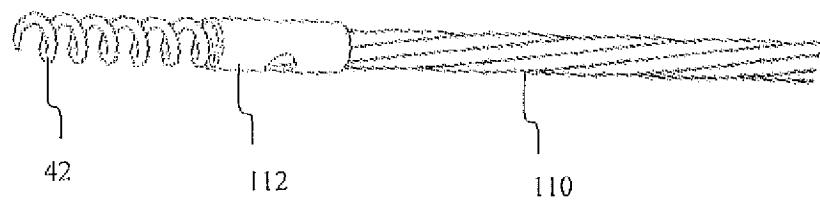


图 15

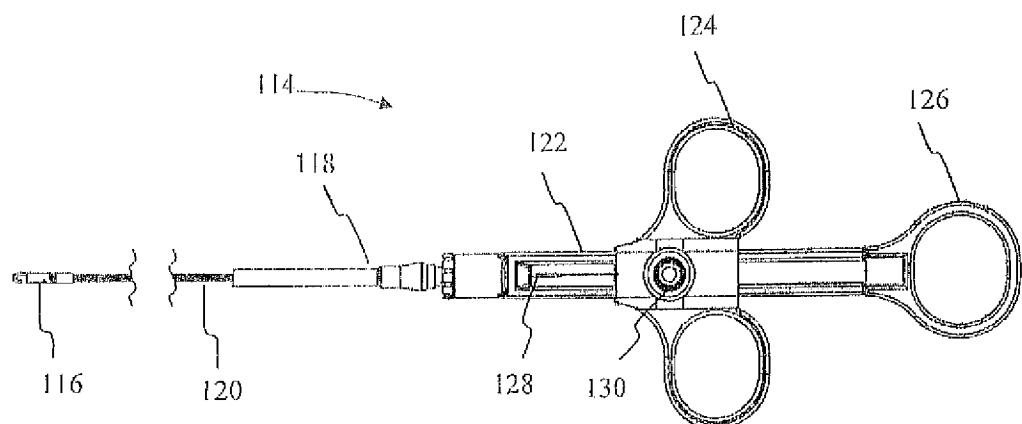


图 16

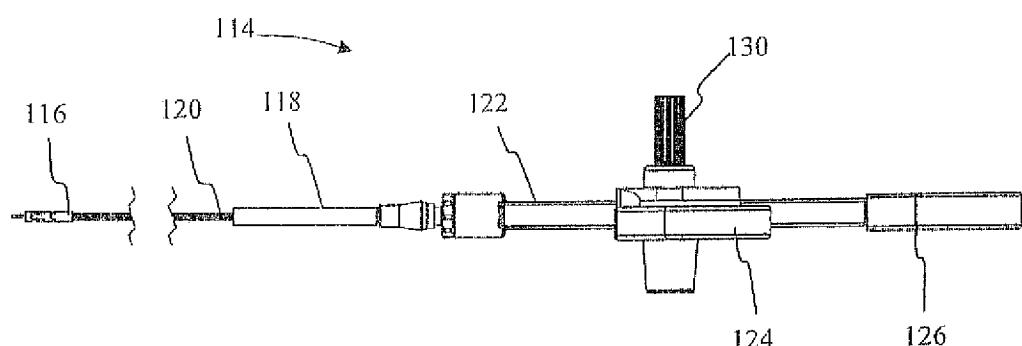


图 17

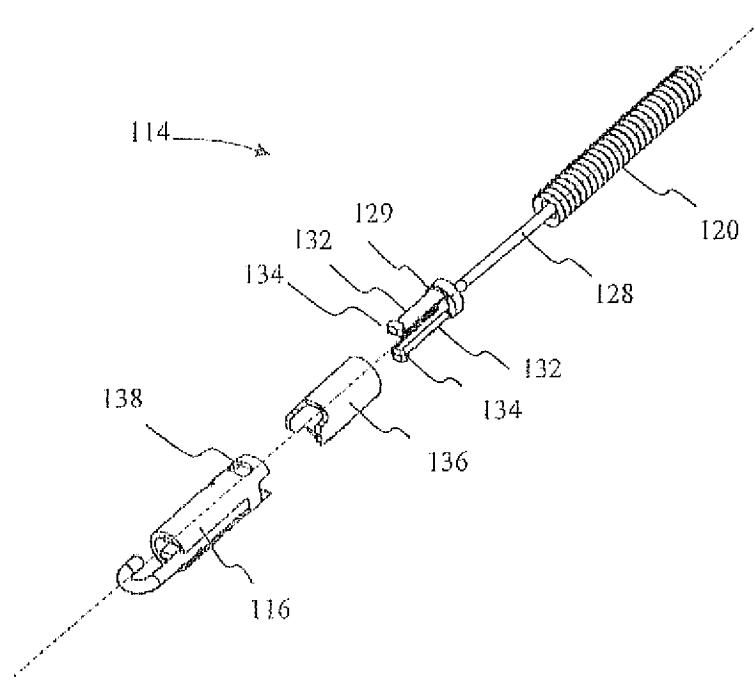


图 18

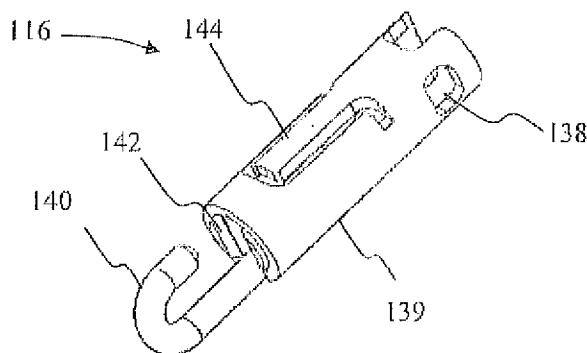


图 19

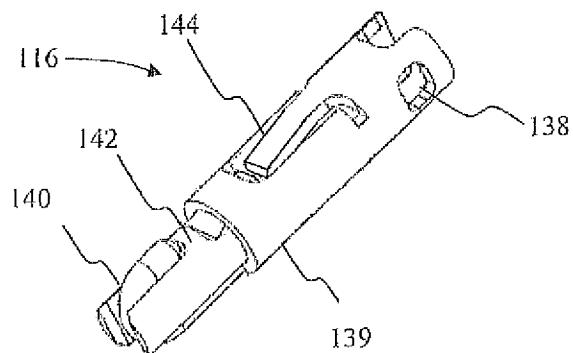


图 20

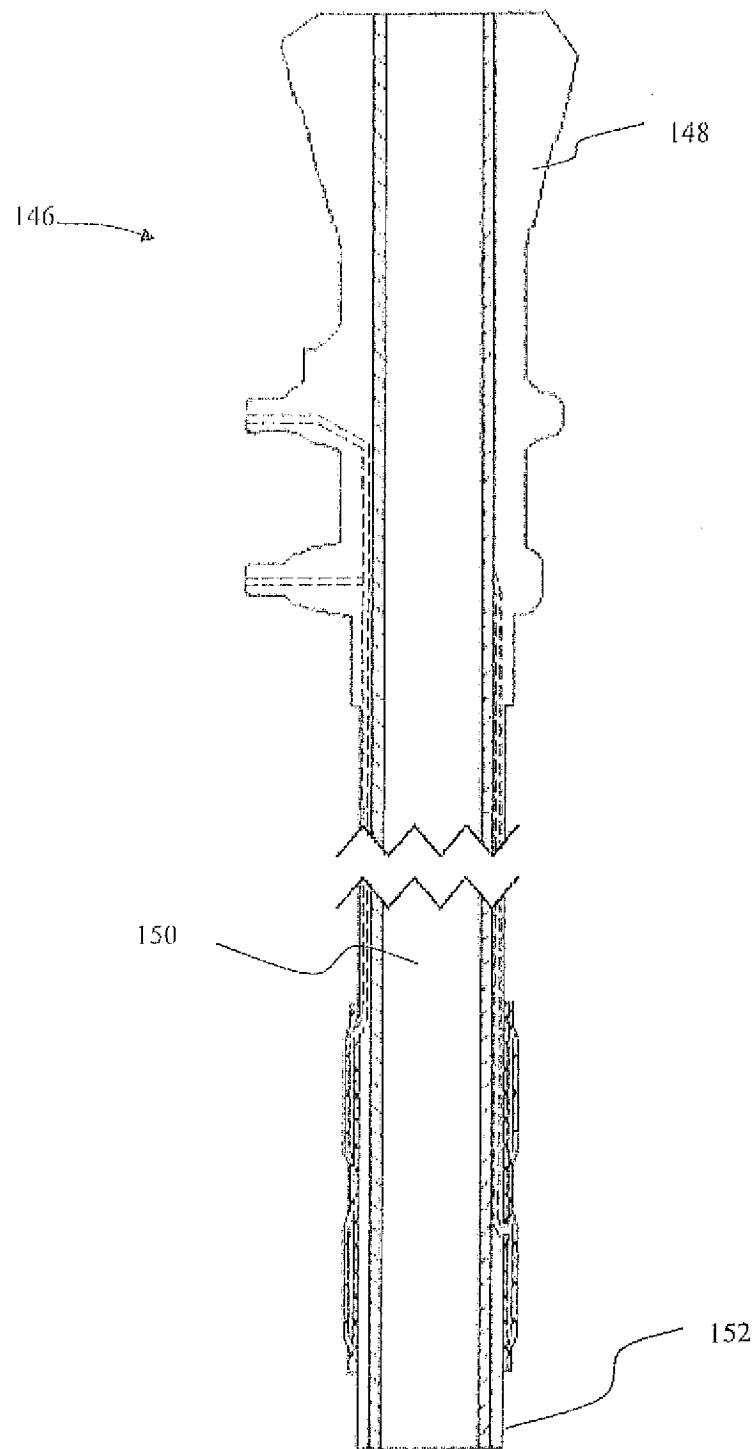


图 21

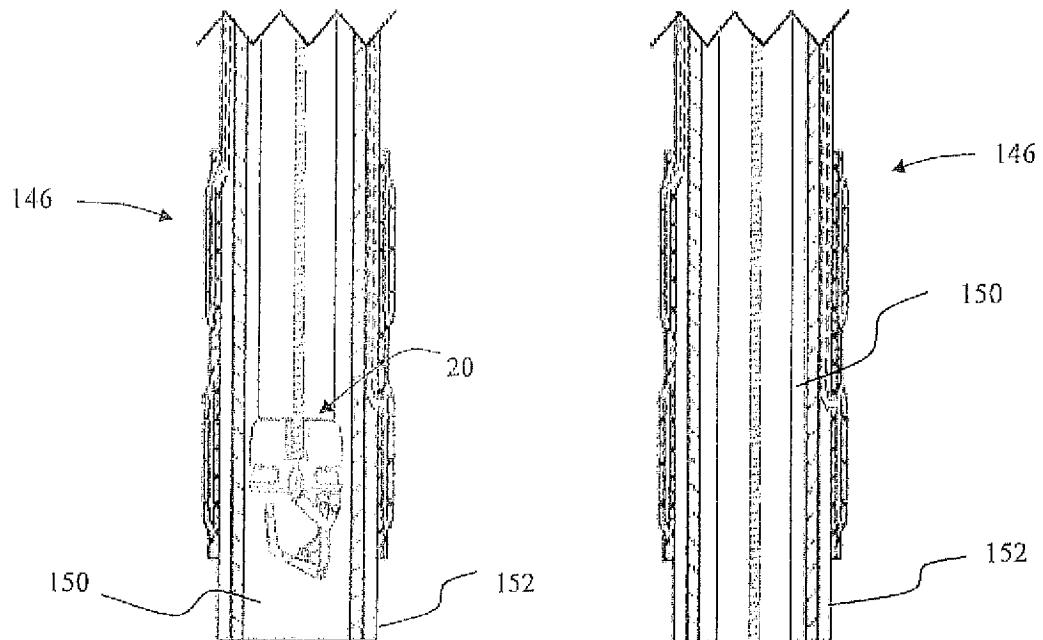


图 22

图 23

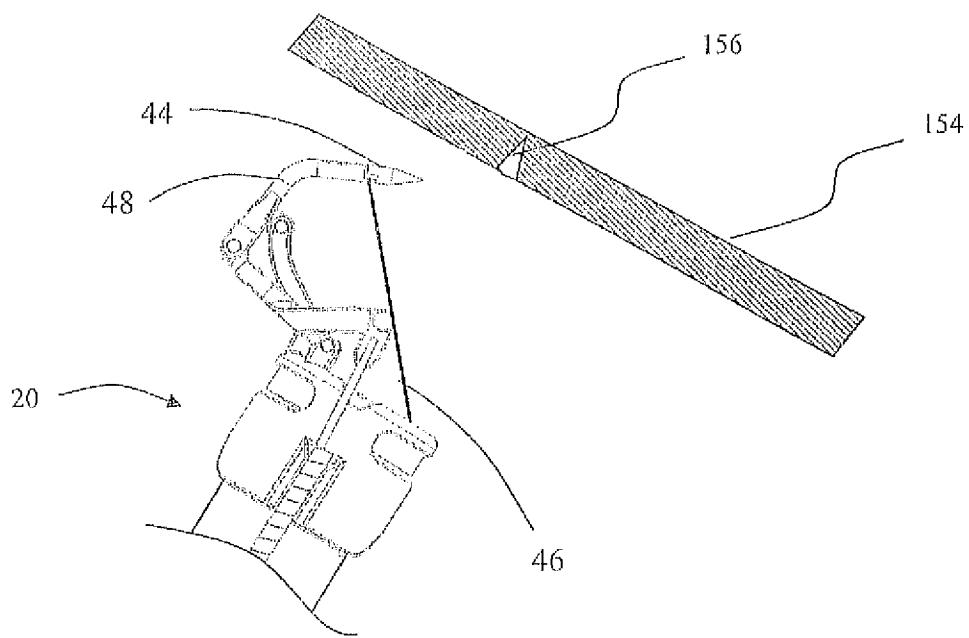


图 24

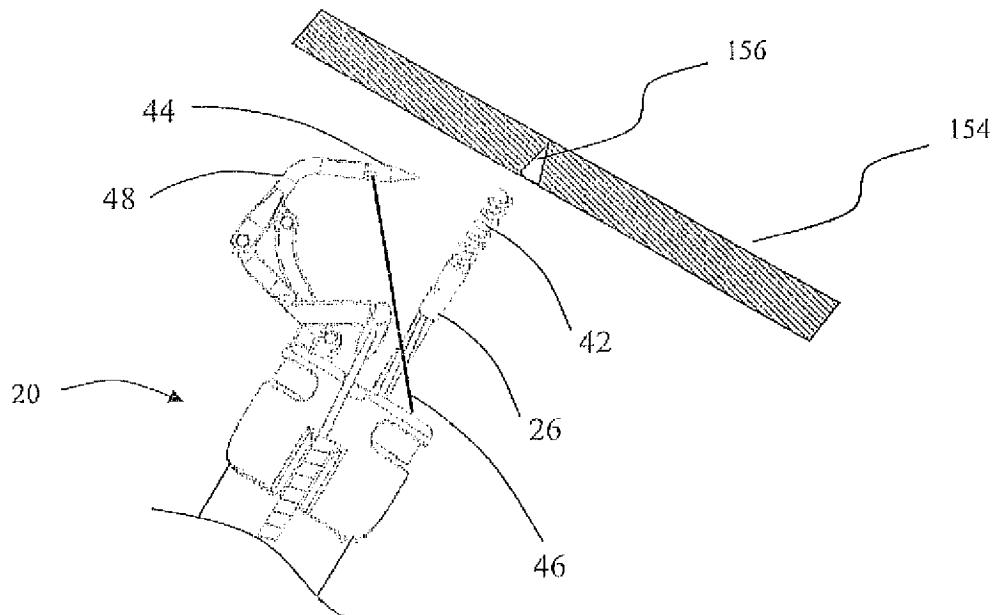


图 25

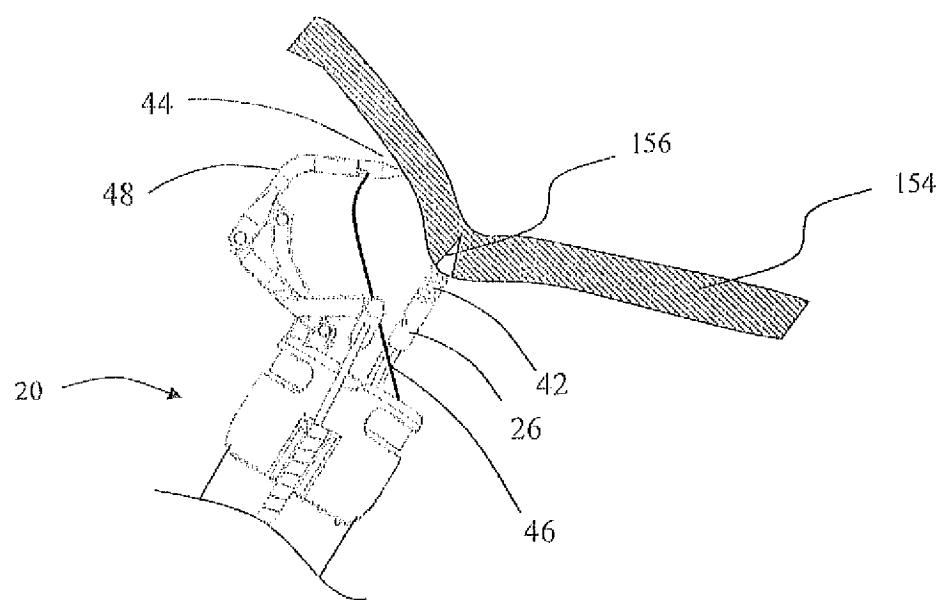


图 26

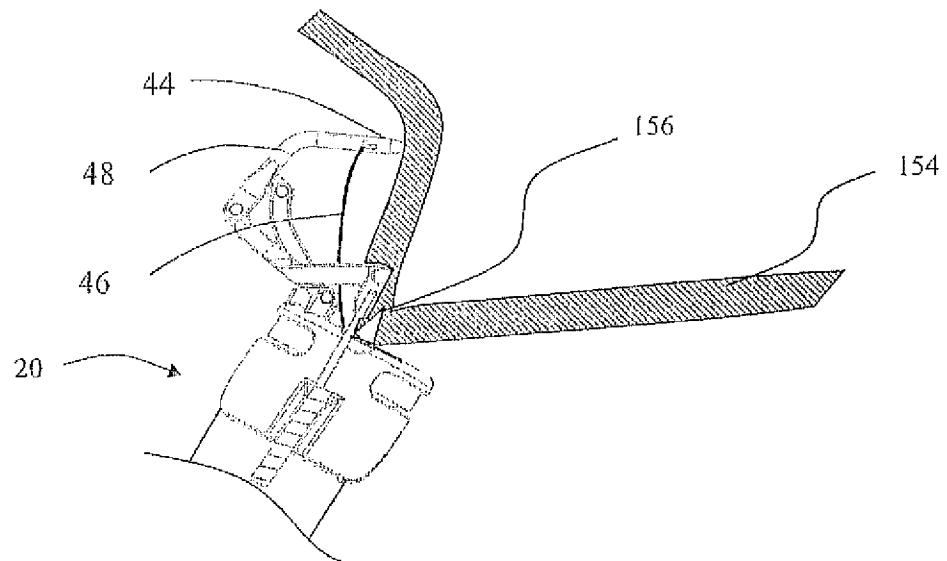


图 27

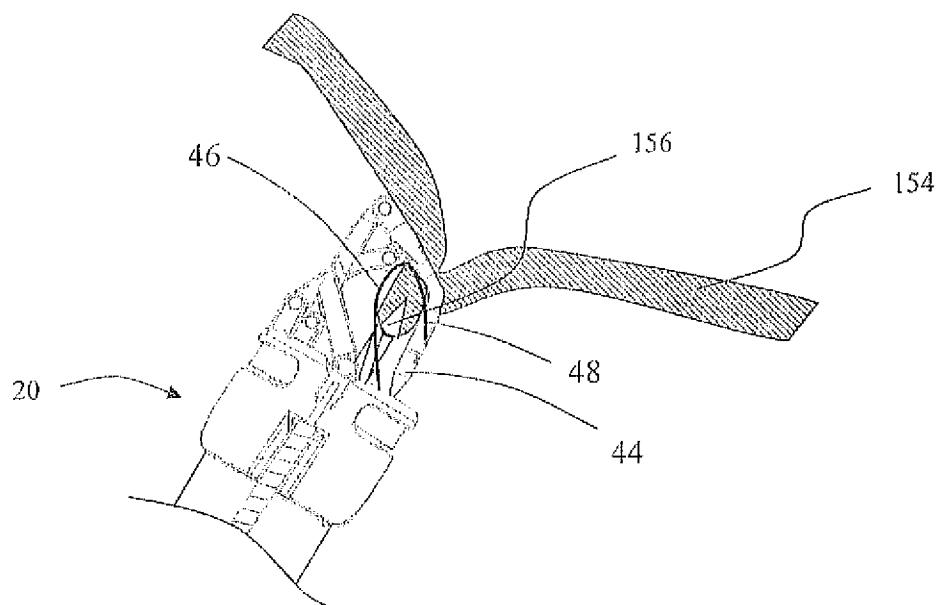


图 28

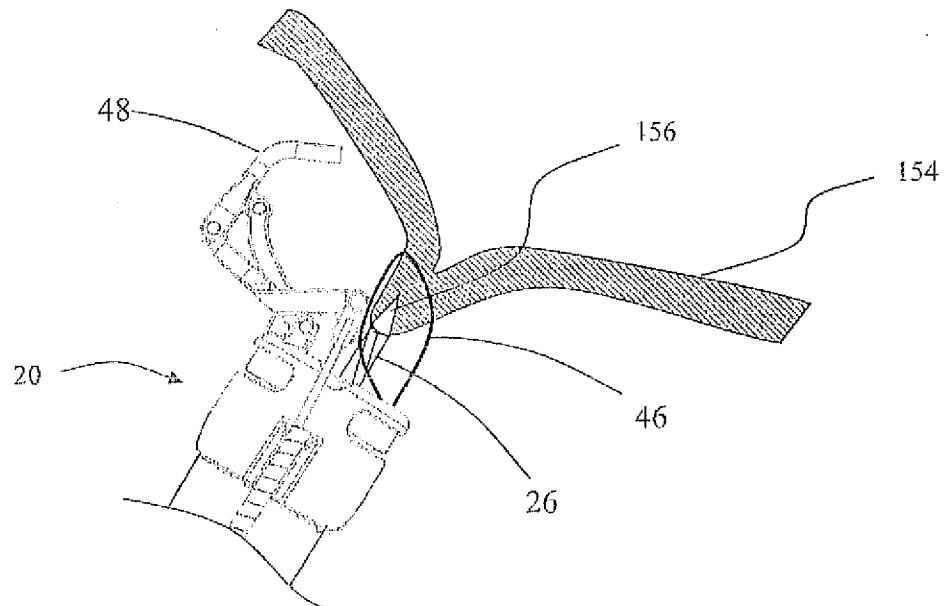


图 29

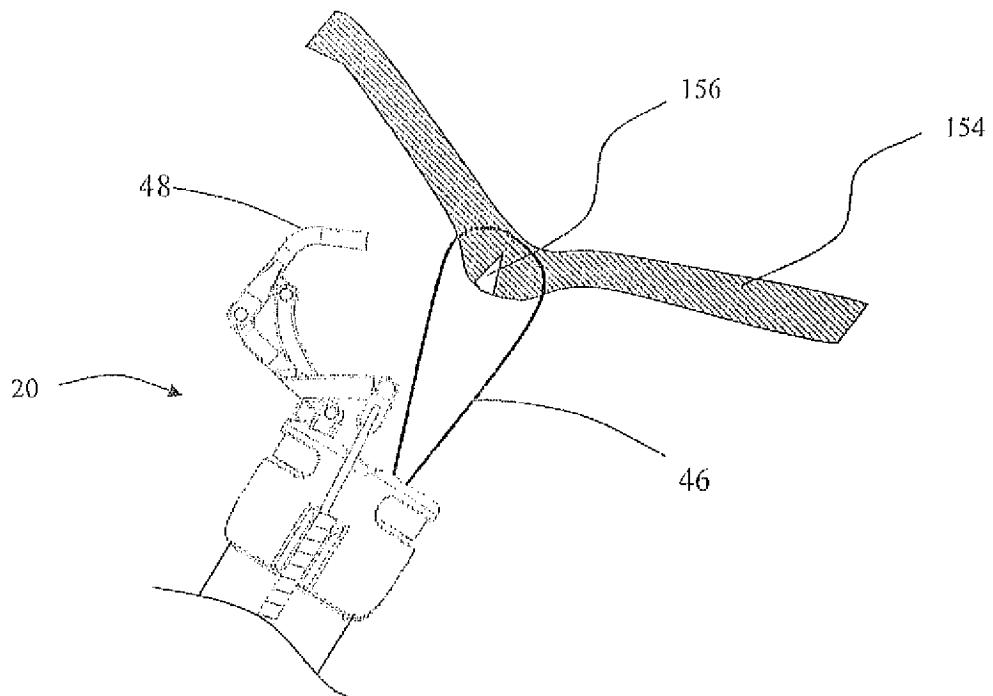


图 30

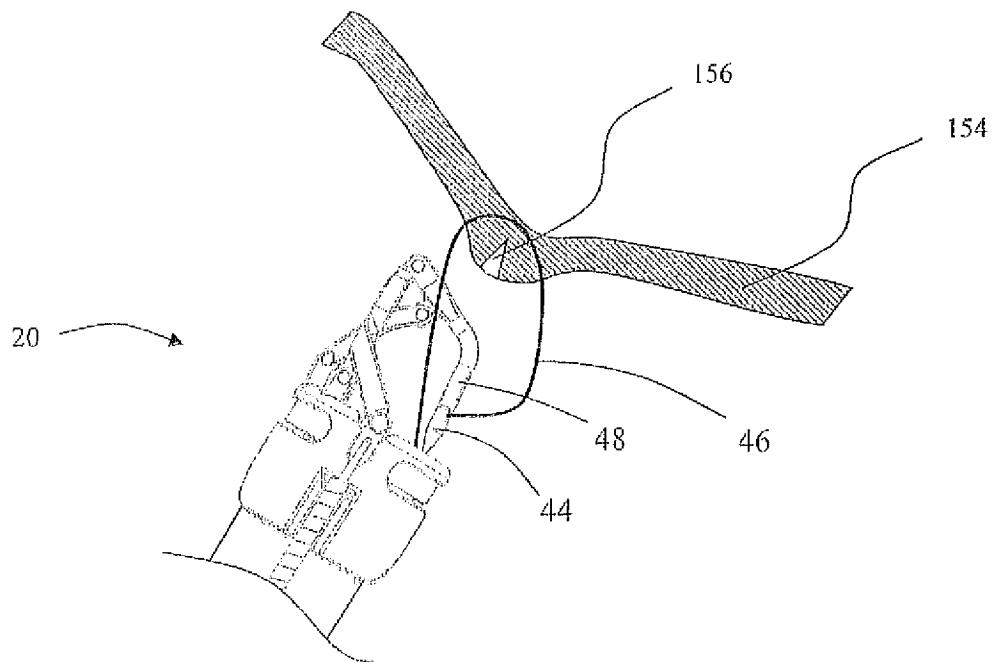


图 31

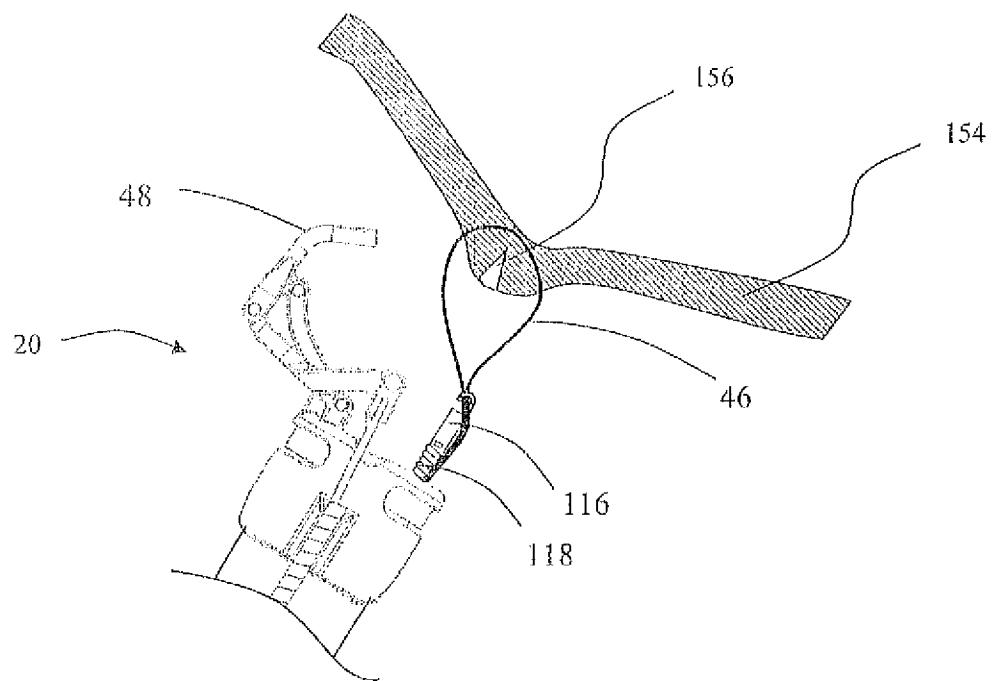


图 32

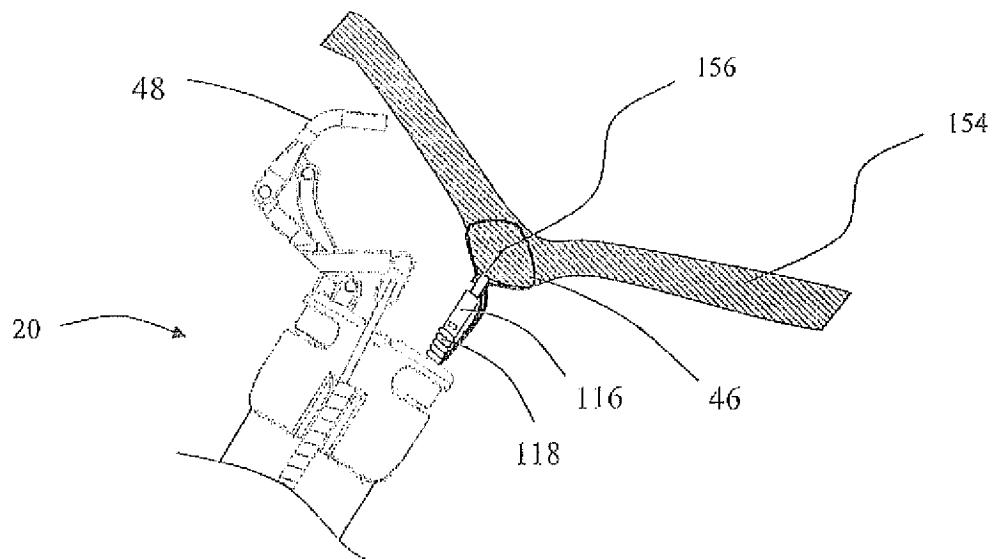


图 33

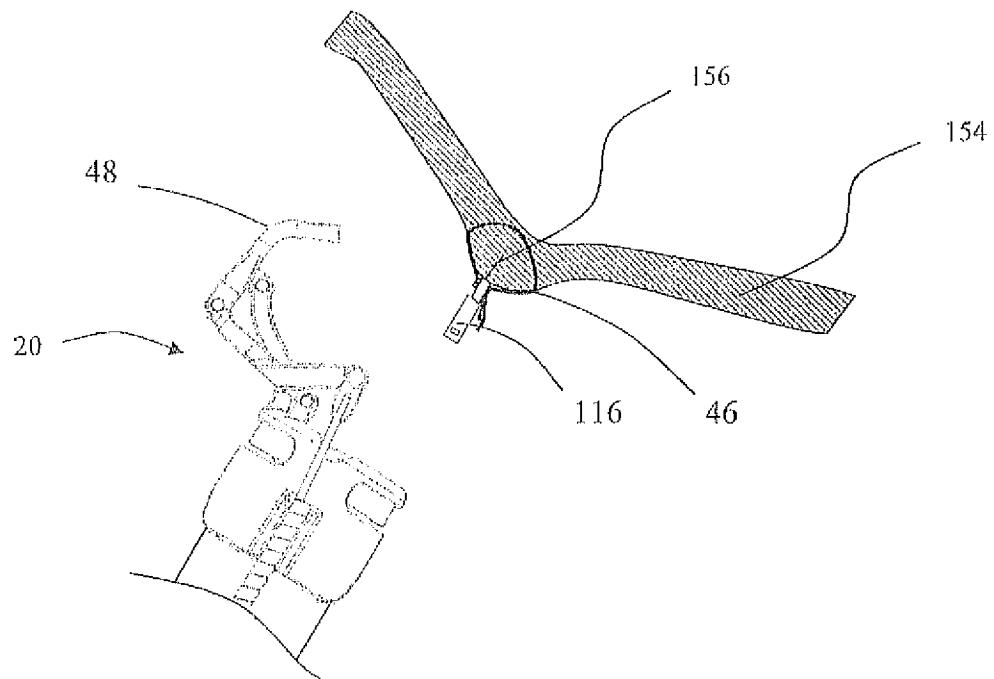


图 34

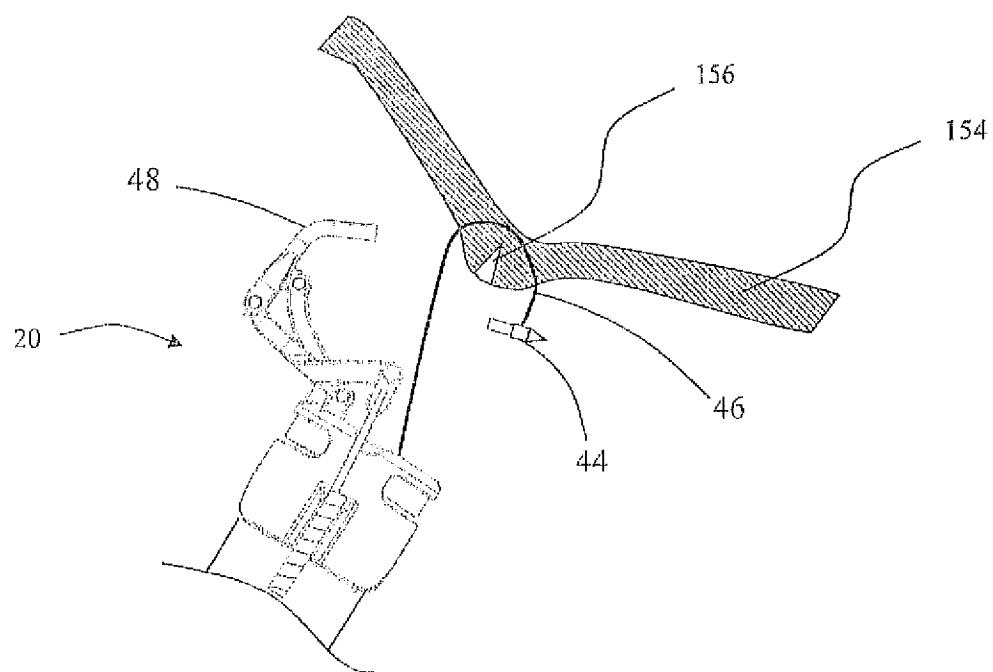


图 35

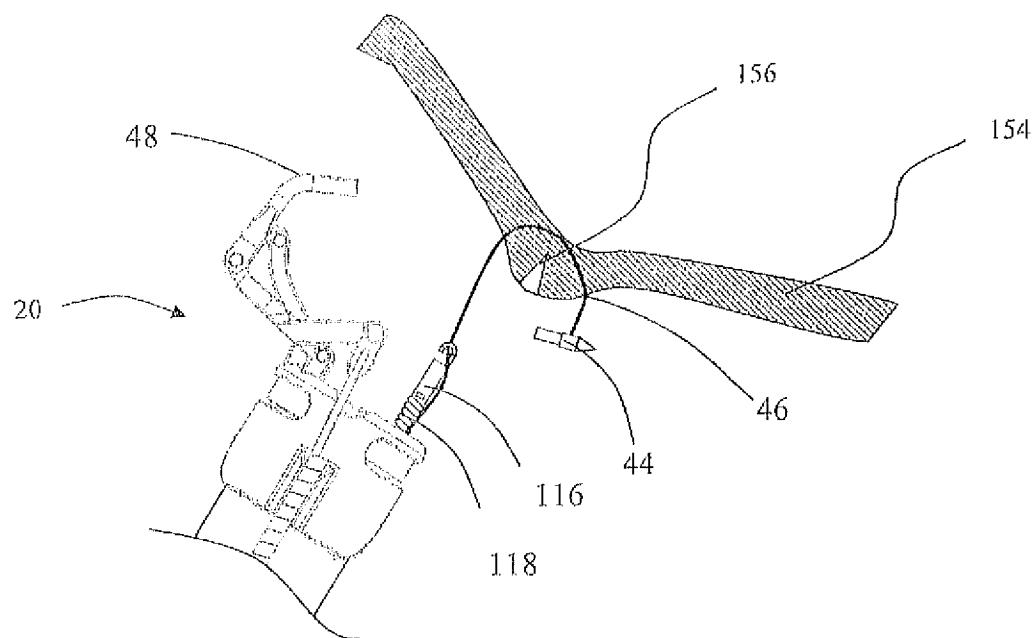


图 36

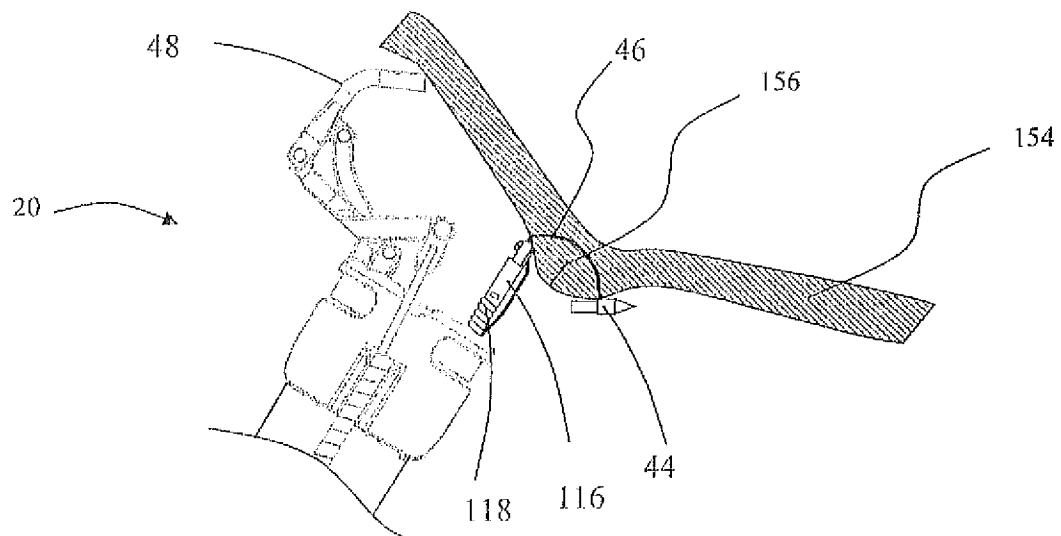


图 37

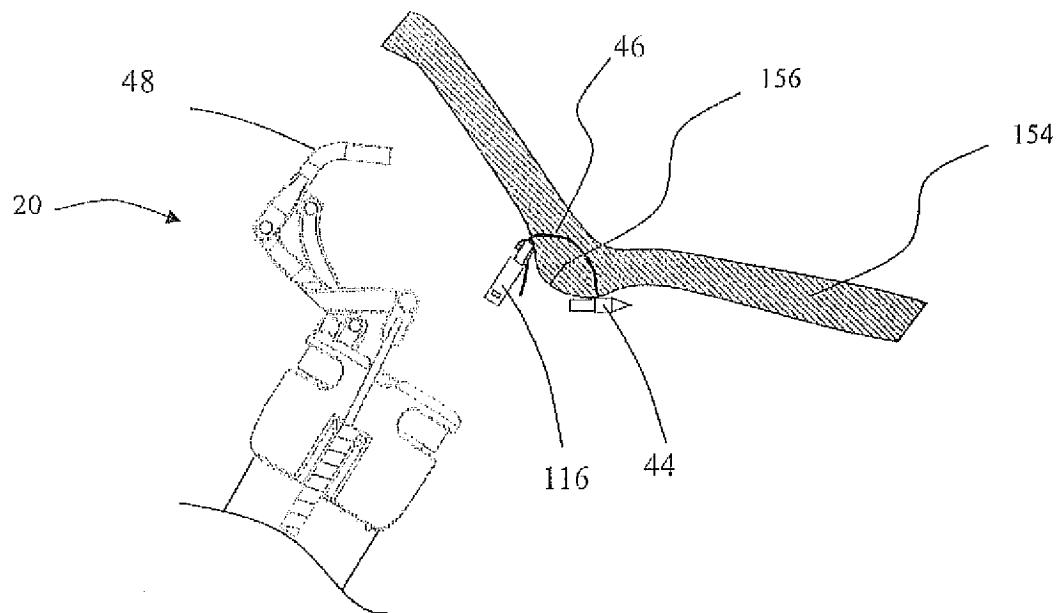


图 38

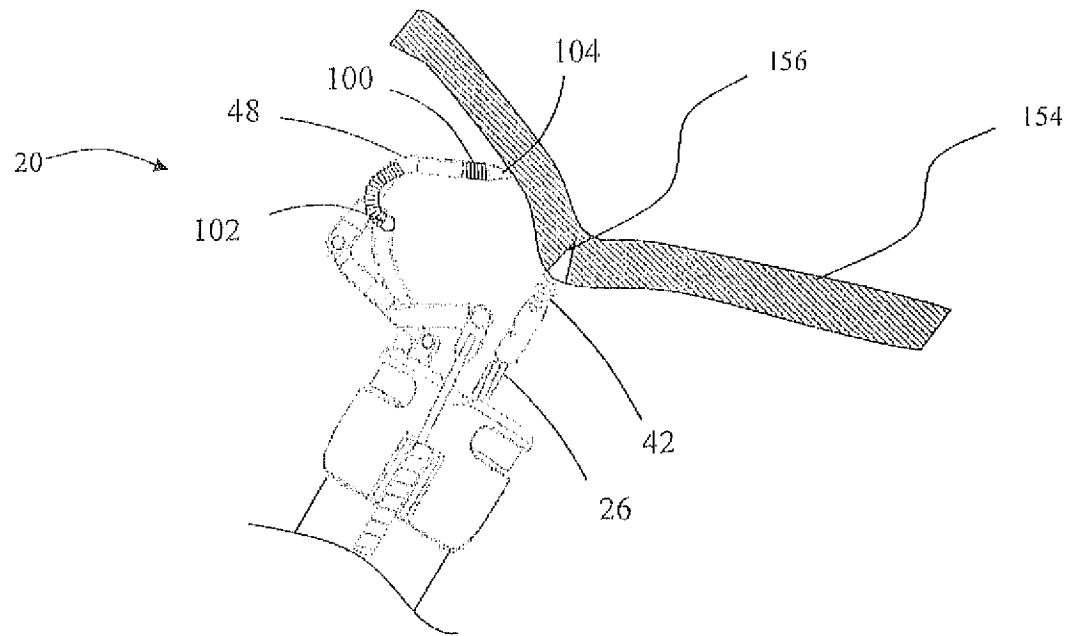


图 39

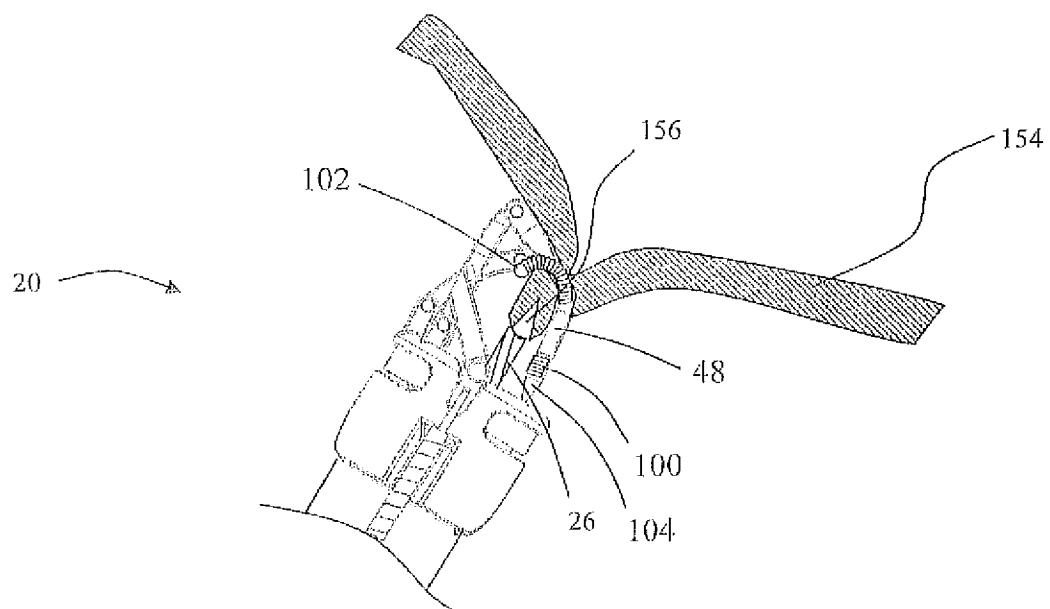


图 40

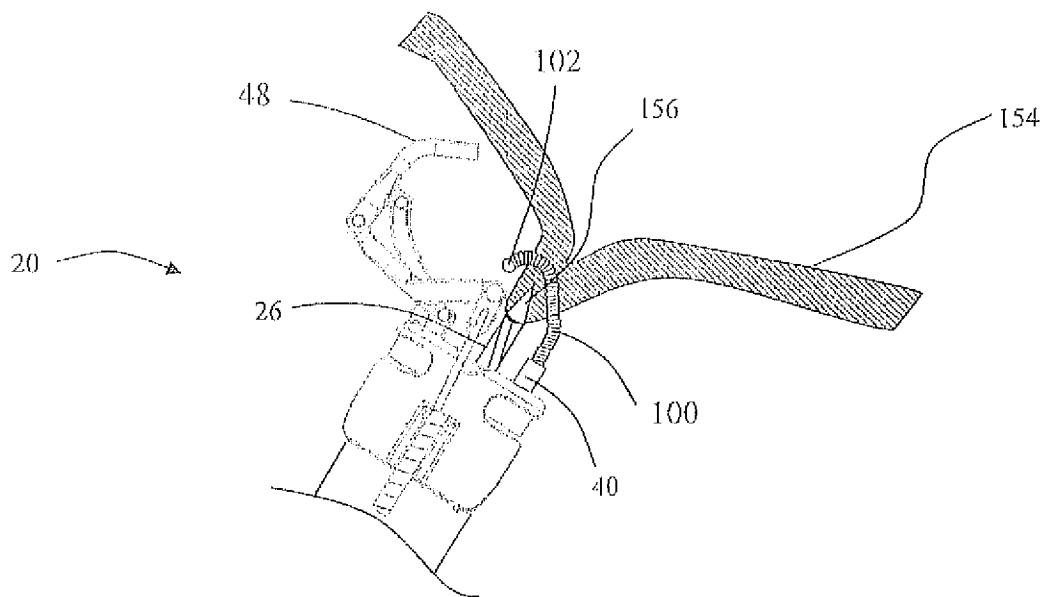


图 41

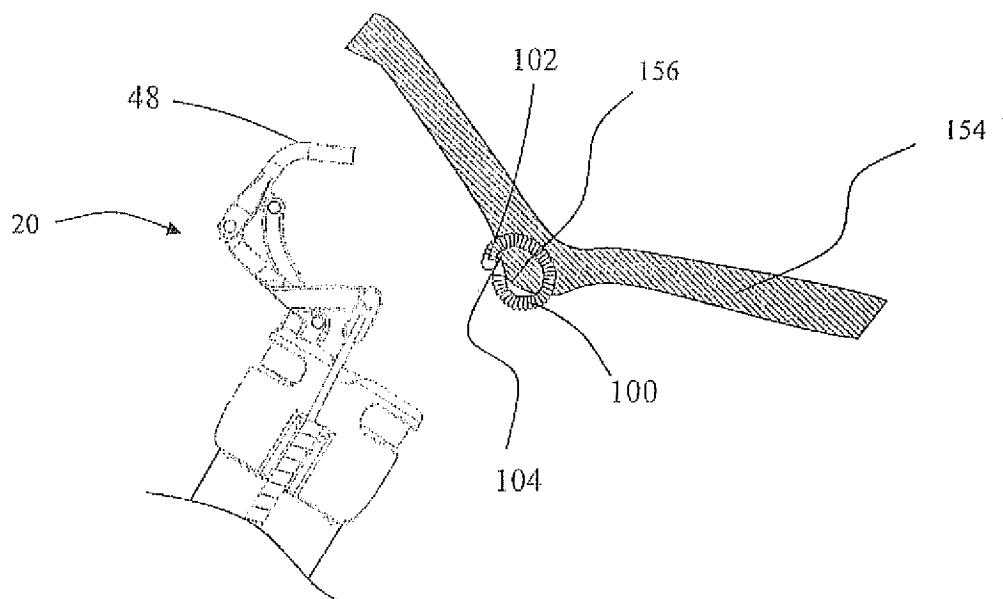


图 42

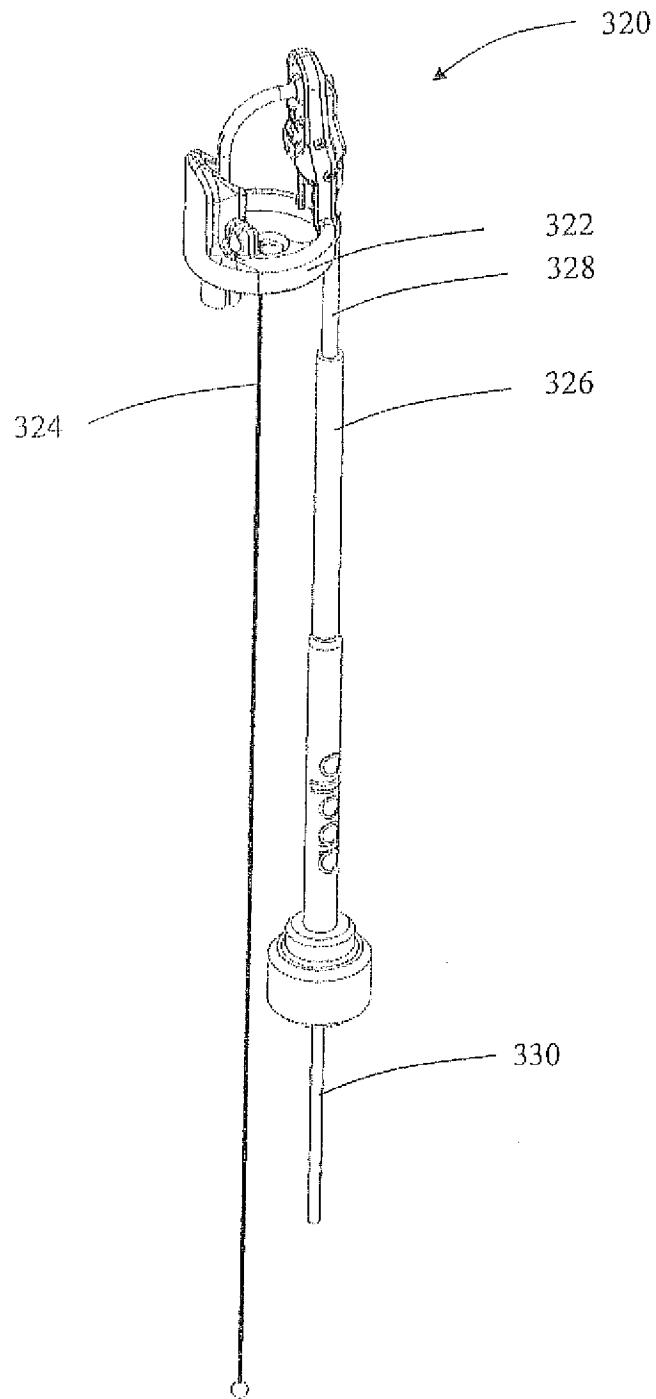


图 43

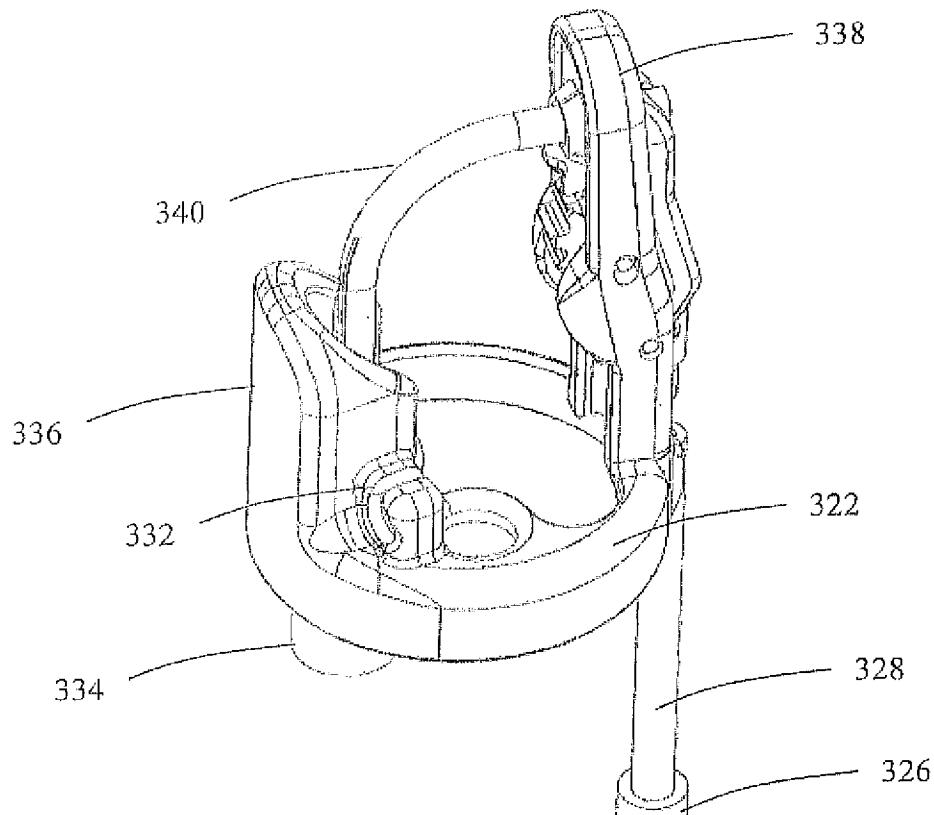


图 44

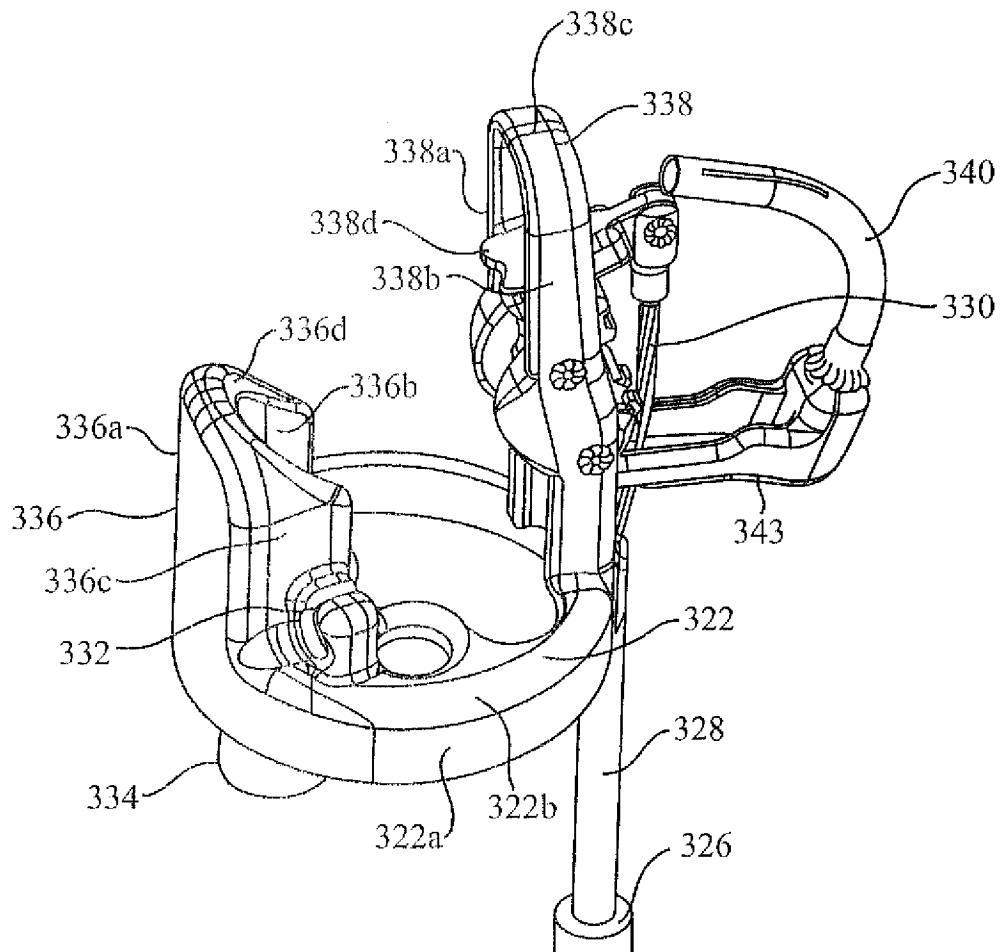


图 45

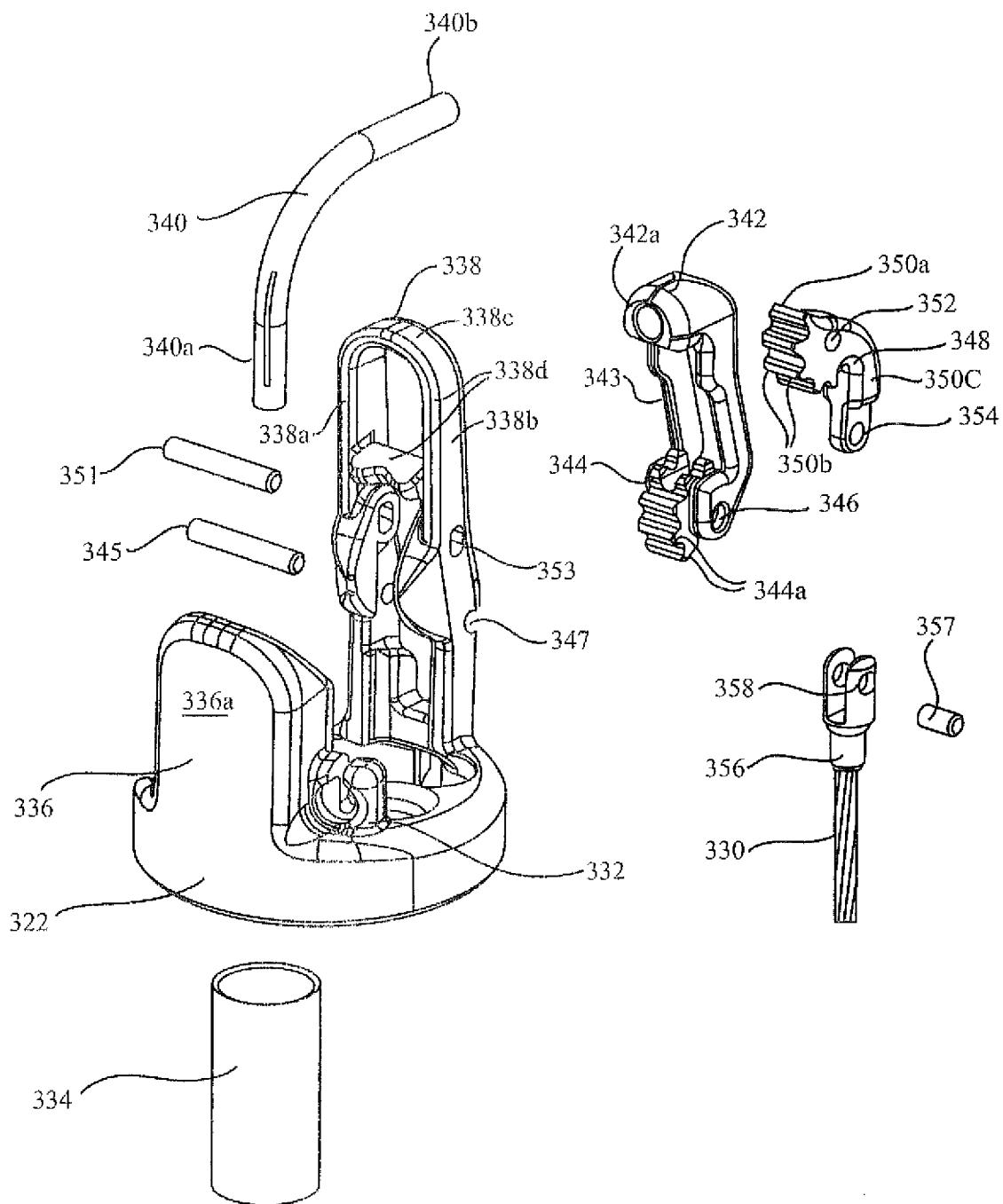


图 46

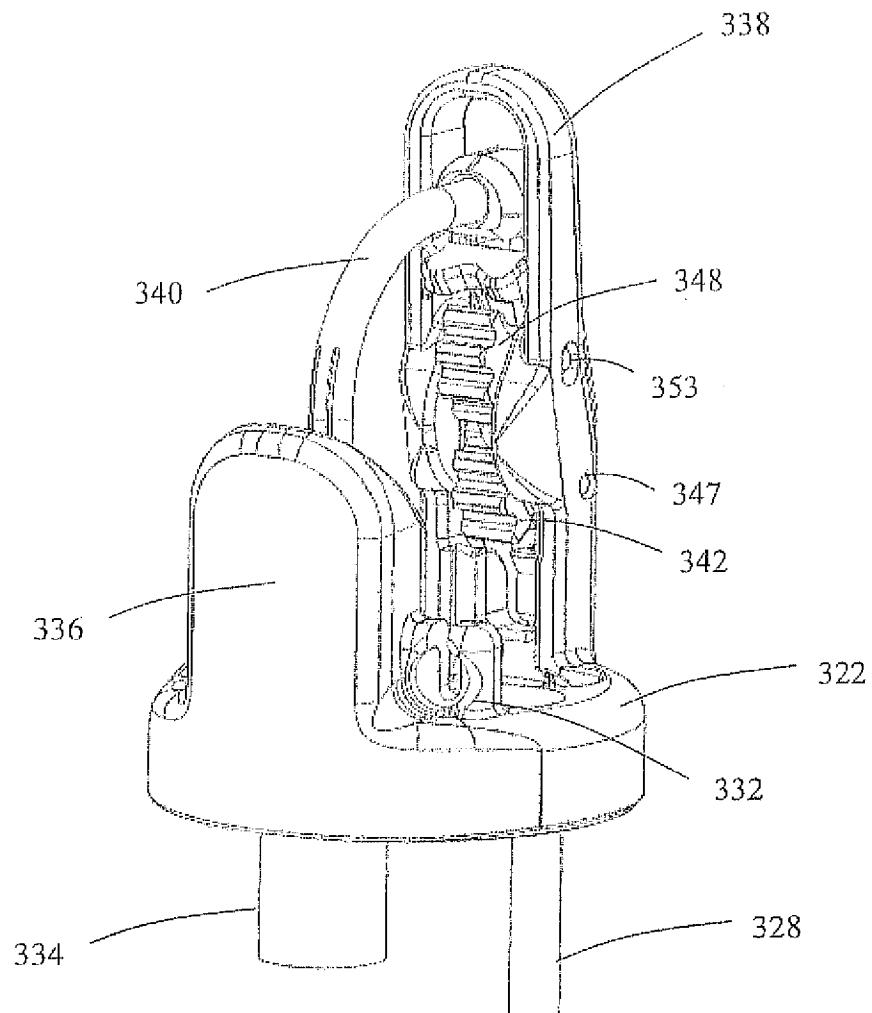


图 47

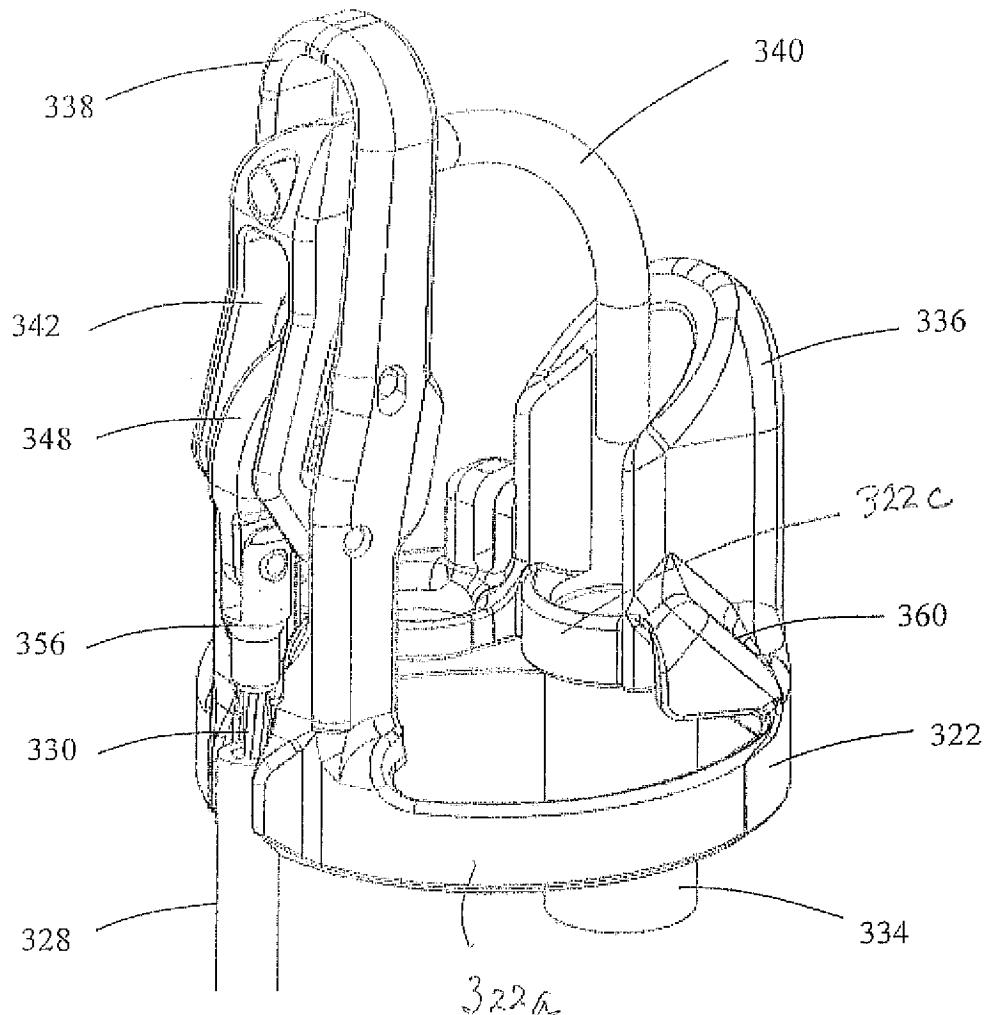


图 48

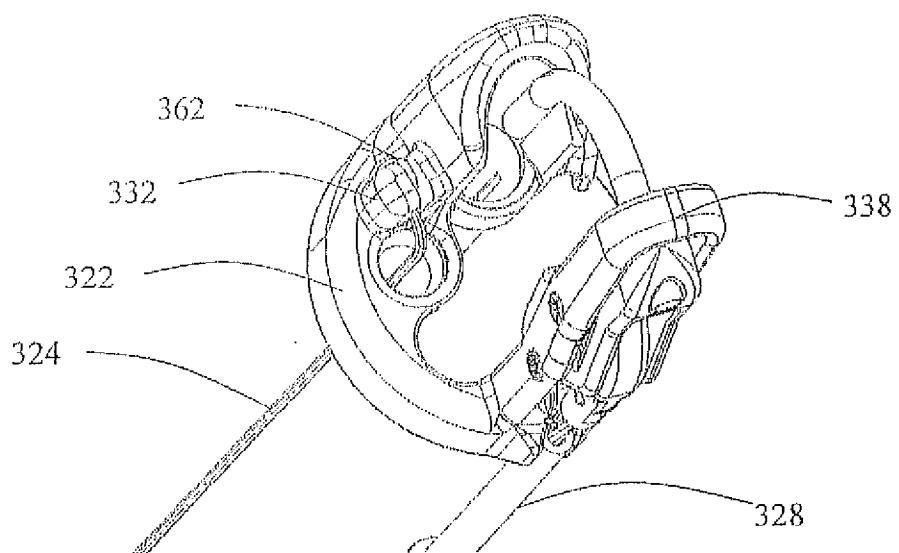


图 49

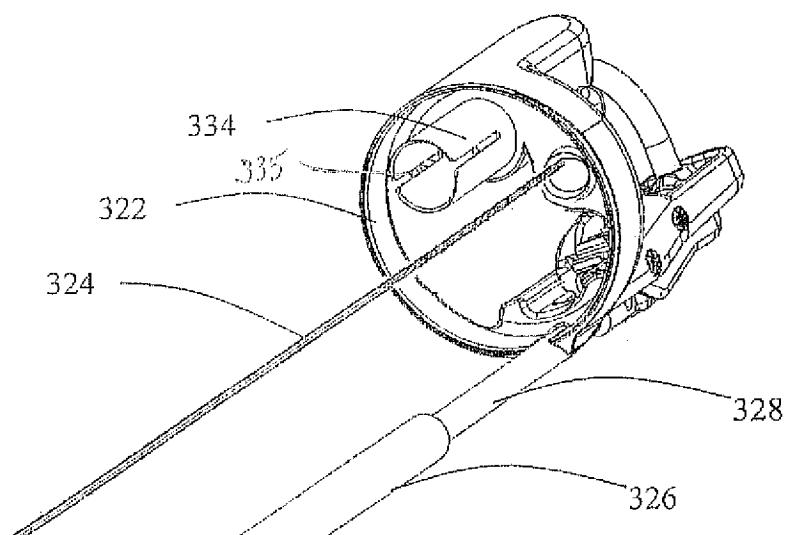


图 50

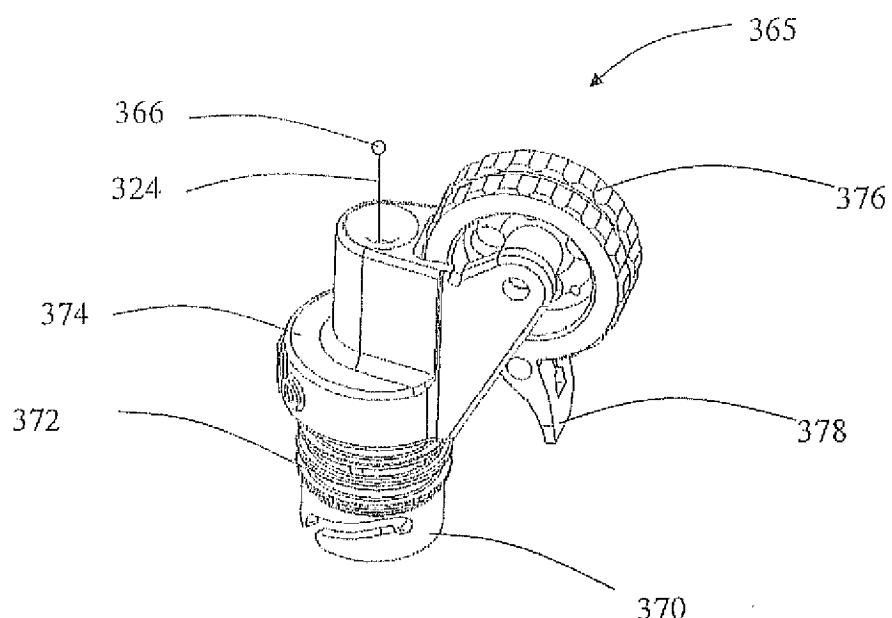


图 51

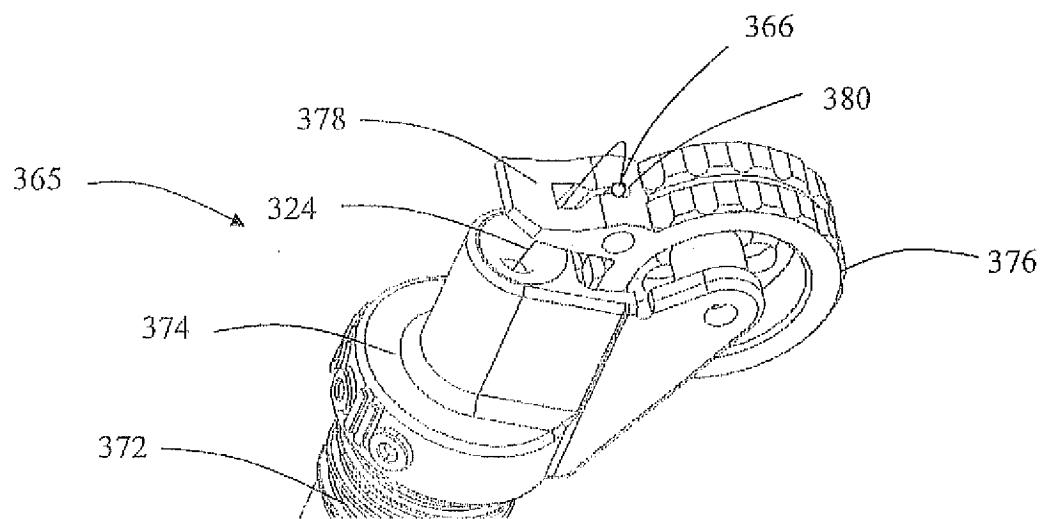


图 52

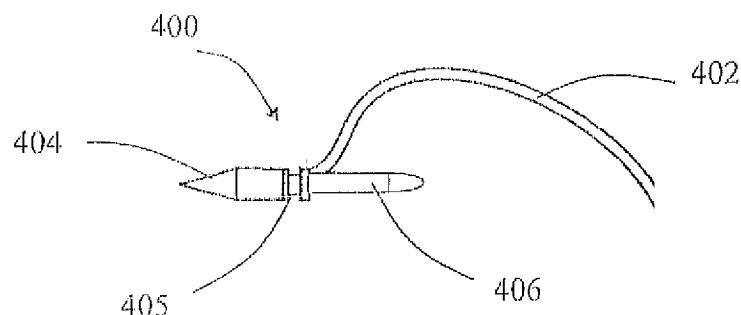


图 53

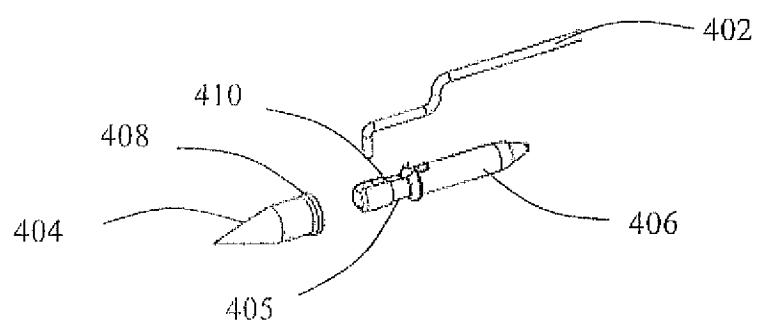


图 54A

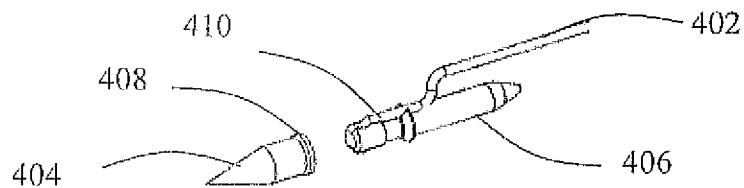


图 54B

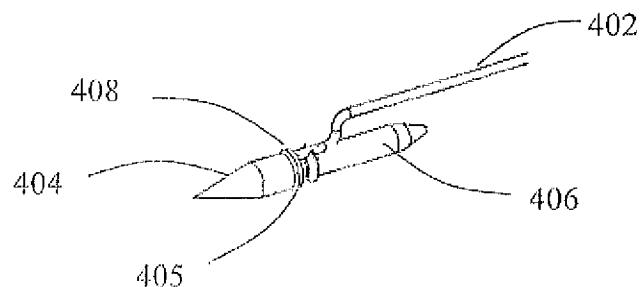


图 54C

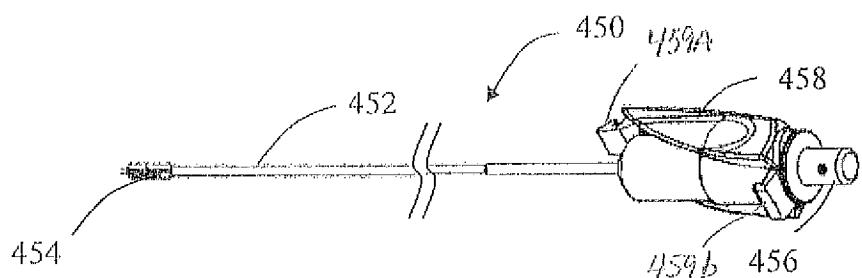


图 55

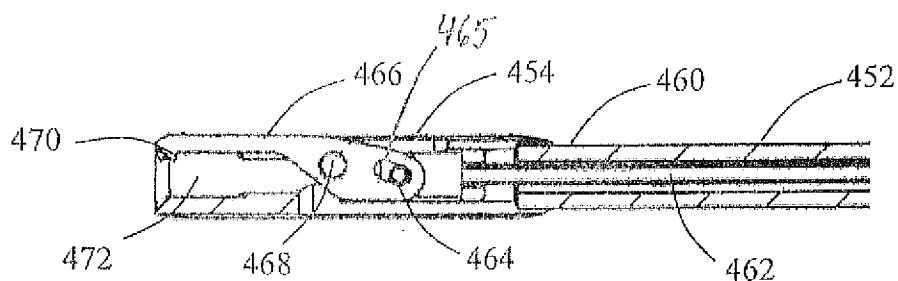


图 56A

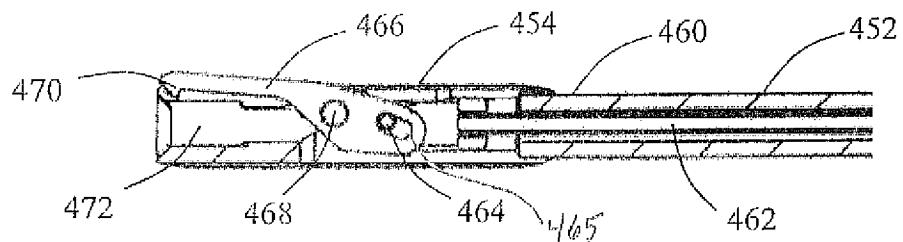


图 56B

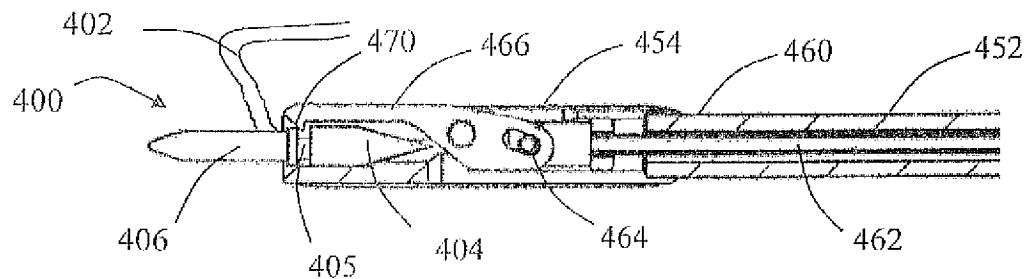


图 57

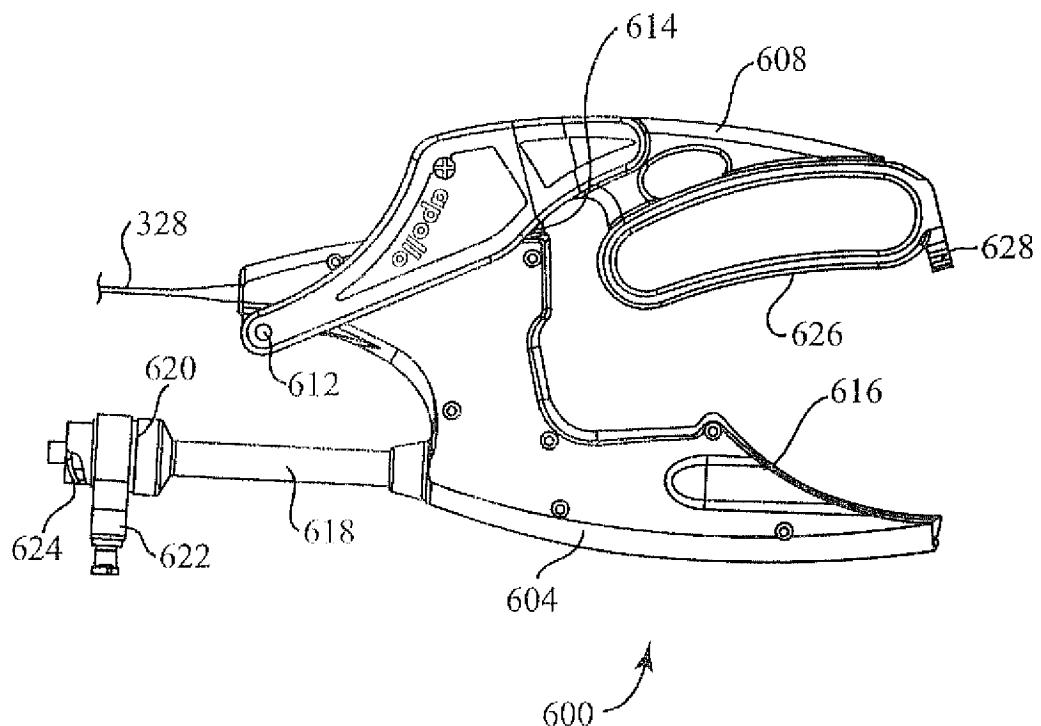


图 58

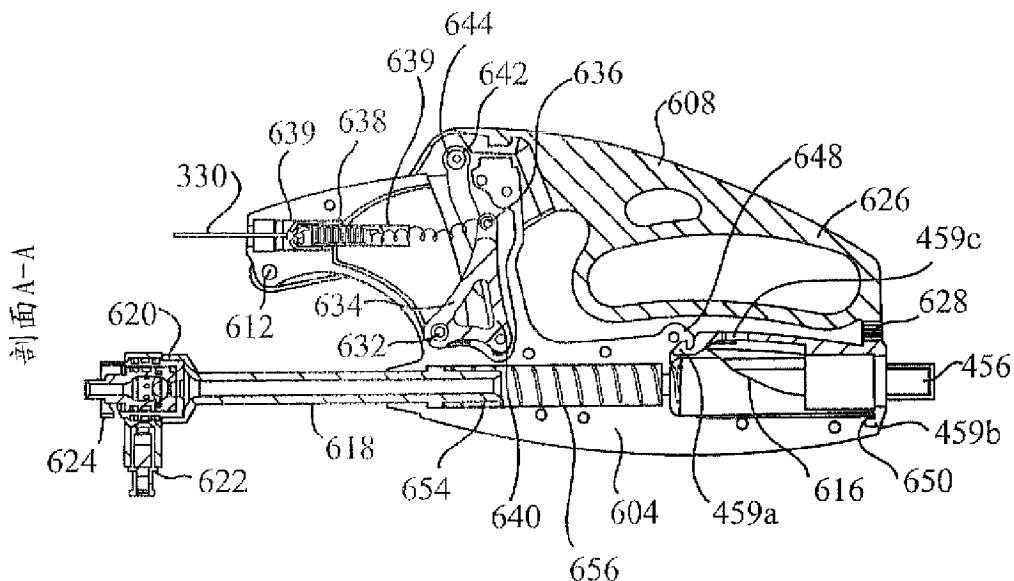


图 59A

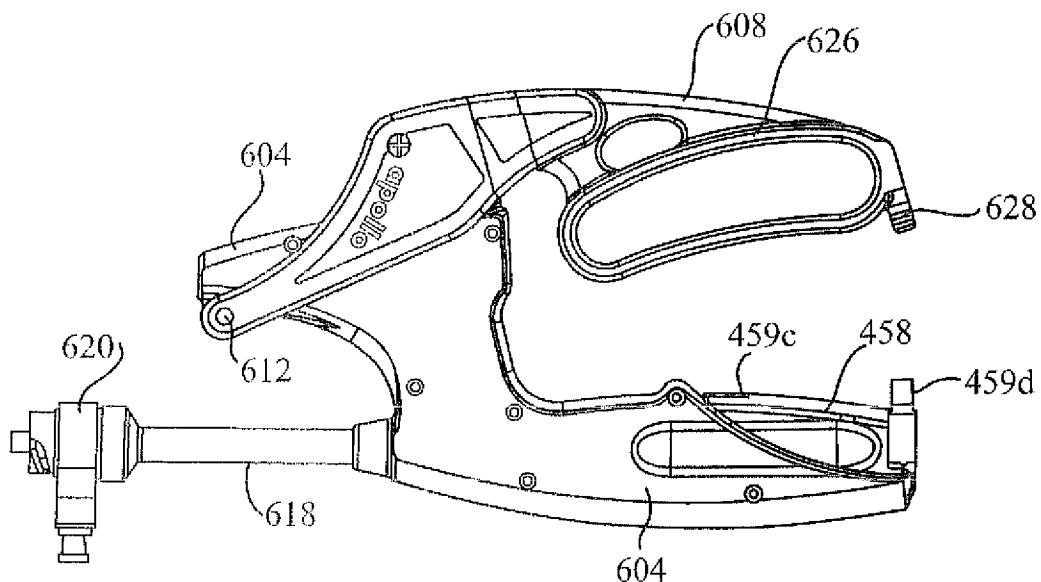


图 59B

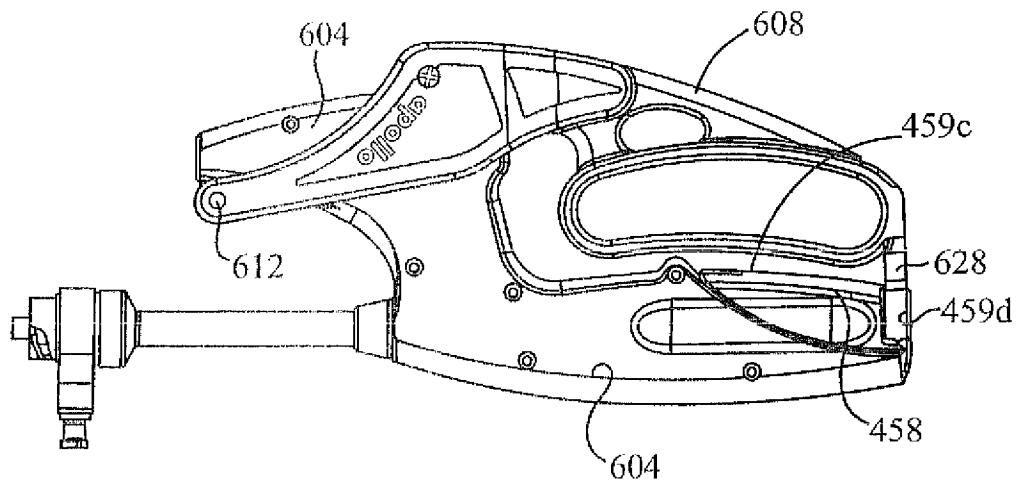


图 59C

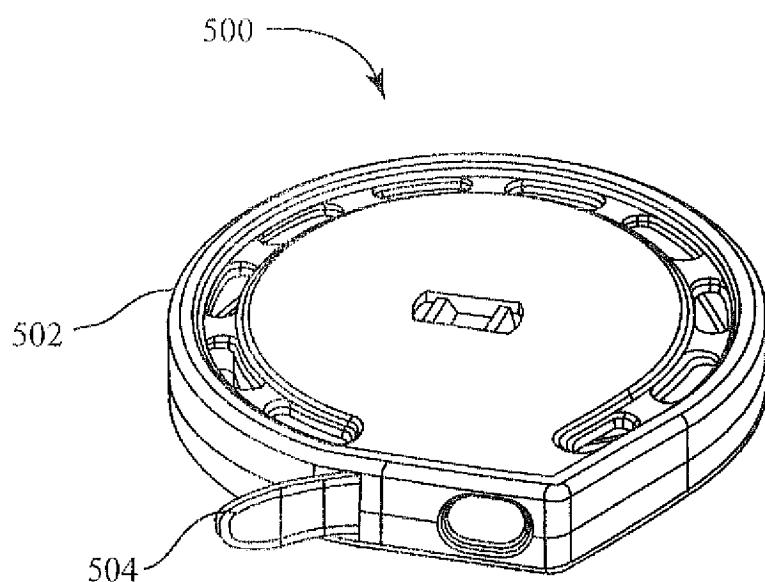


图 60A

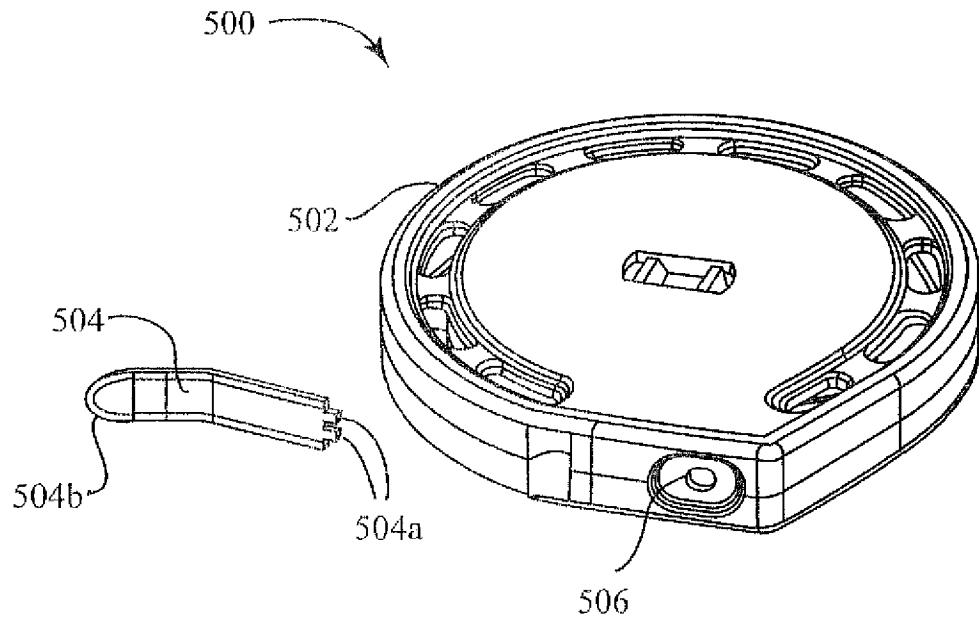


图 60B

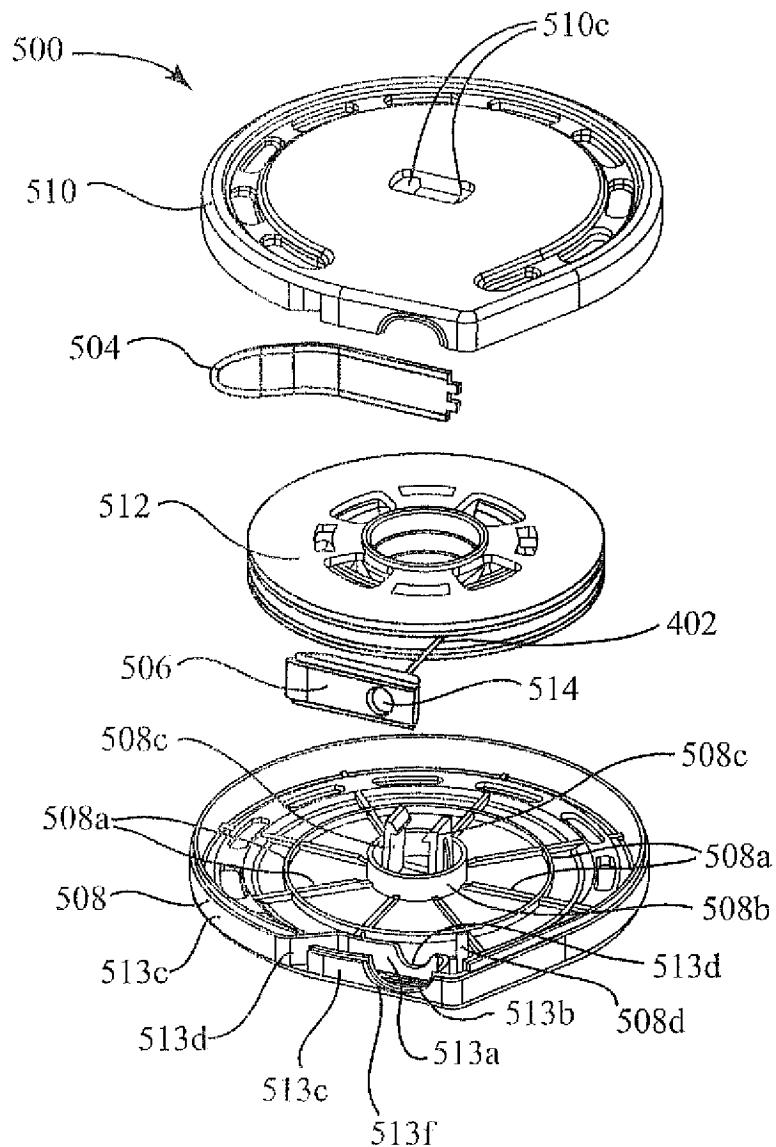


图 60C

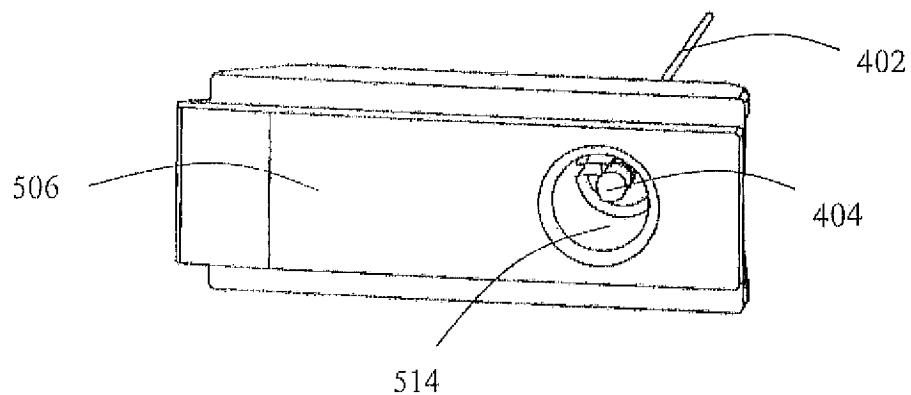


图 61A

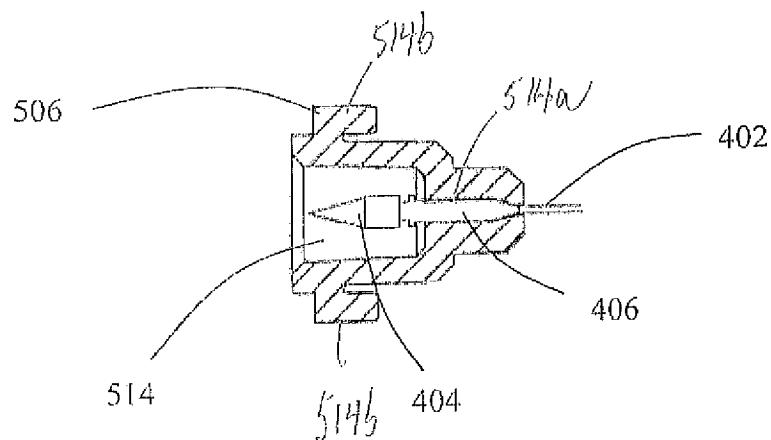


图 61B

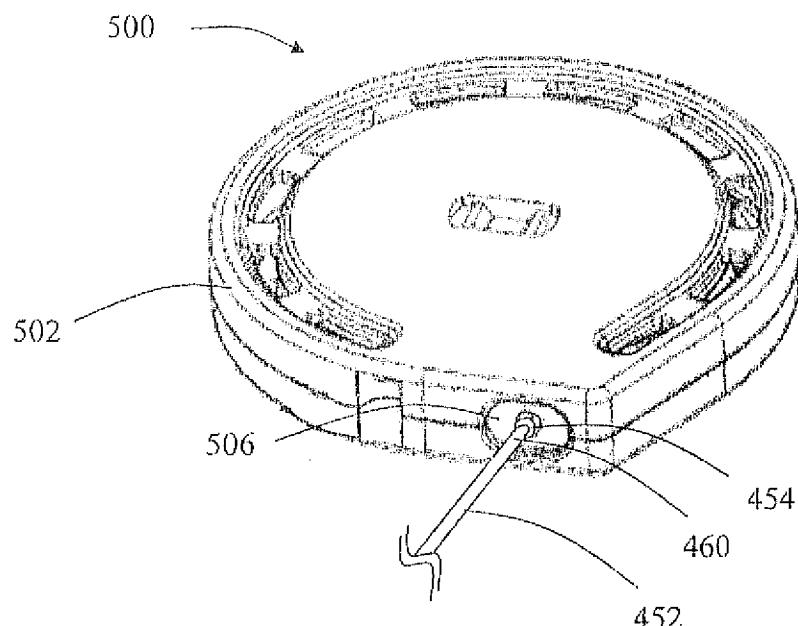


图 62A

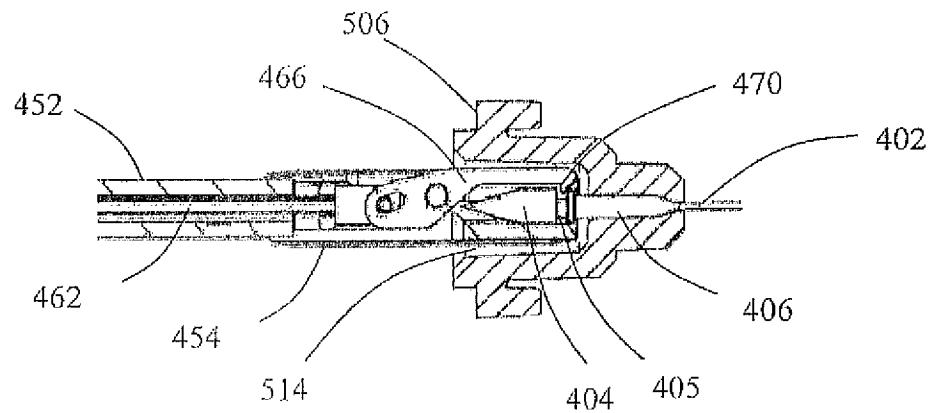


图 62B

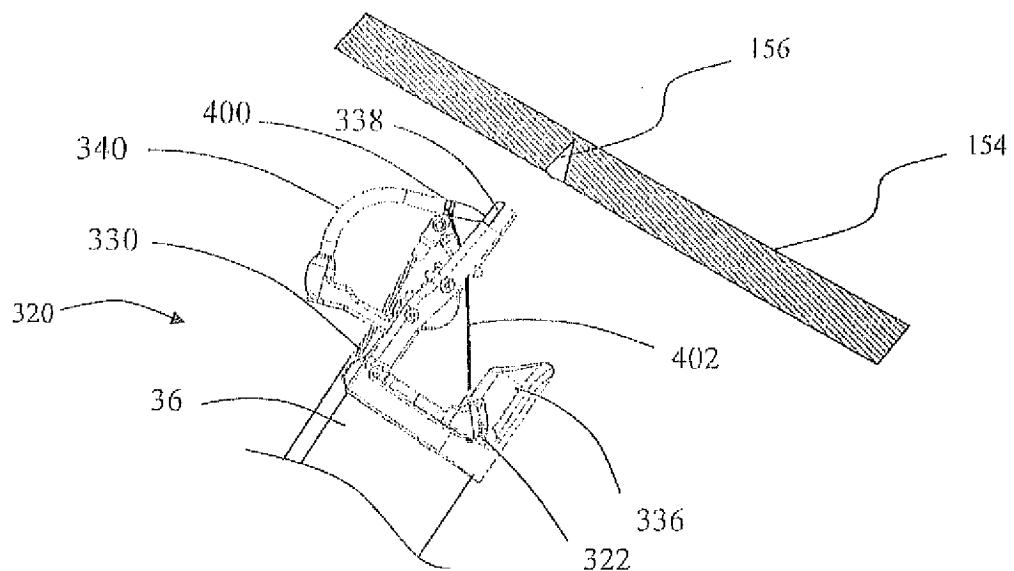


图 63

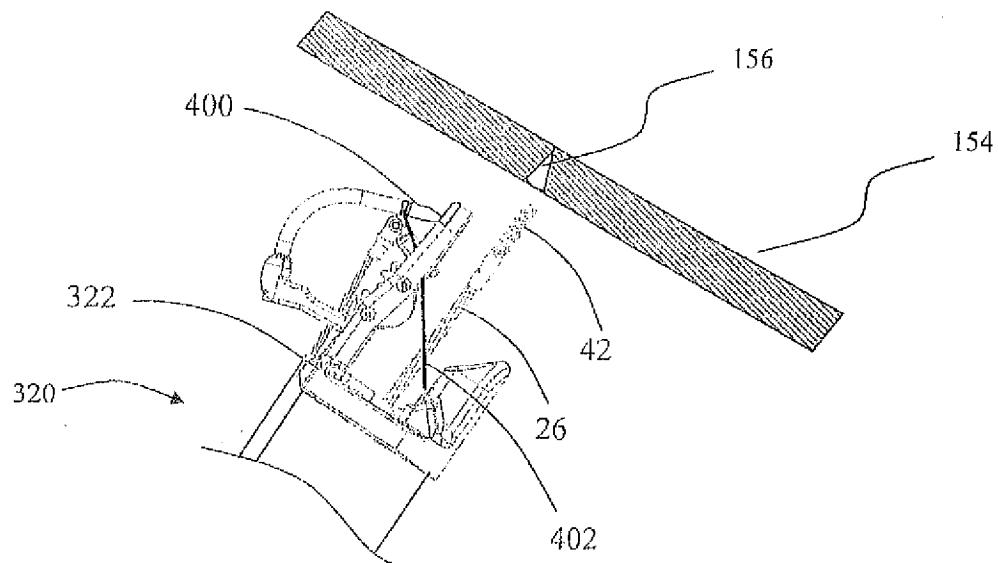


图 64

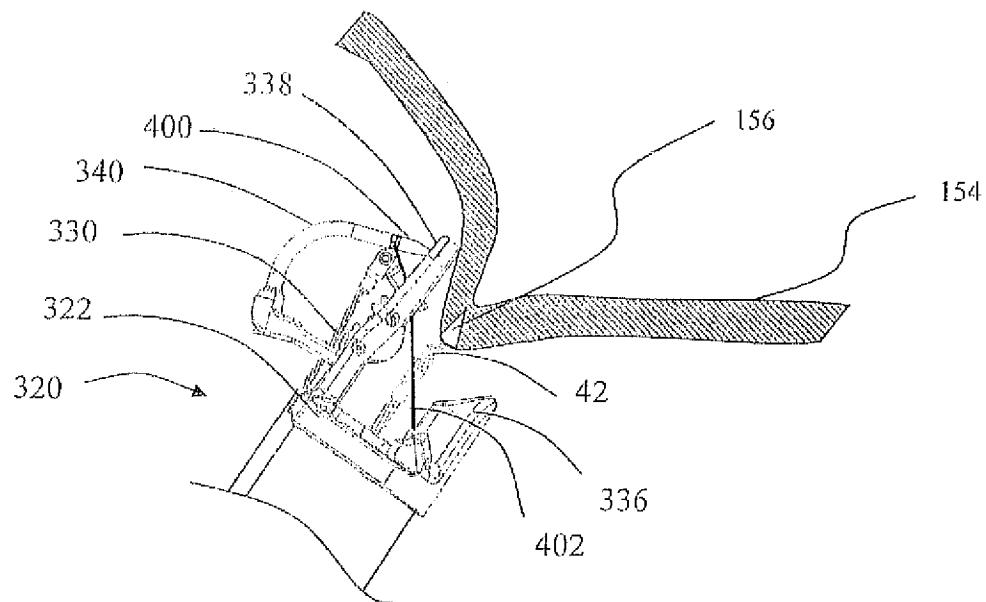


图 65

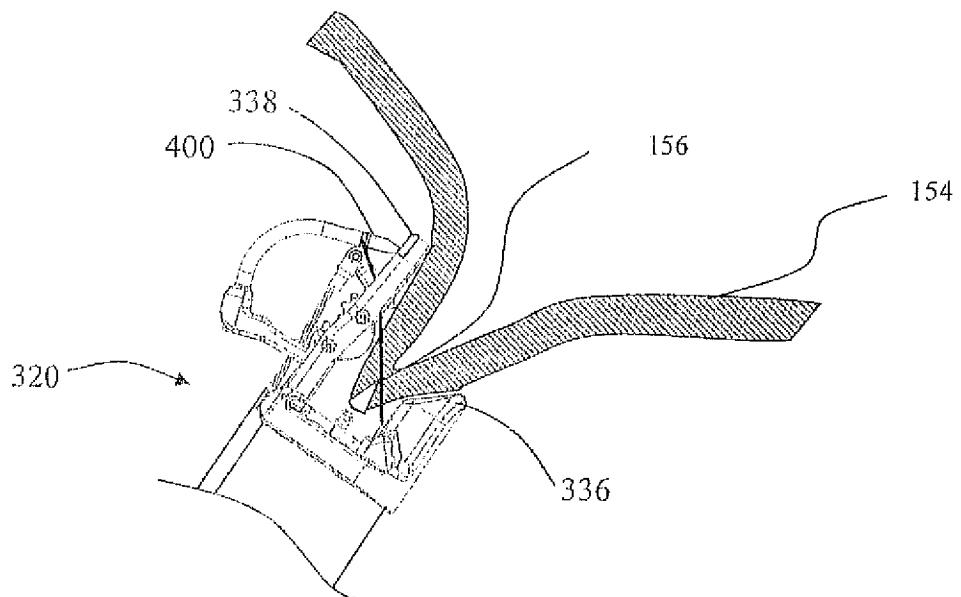


图 66

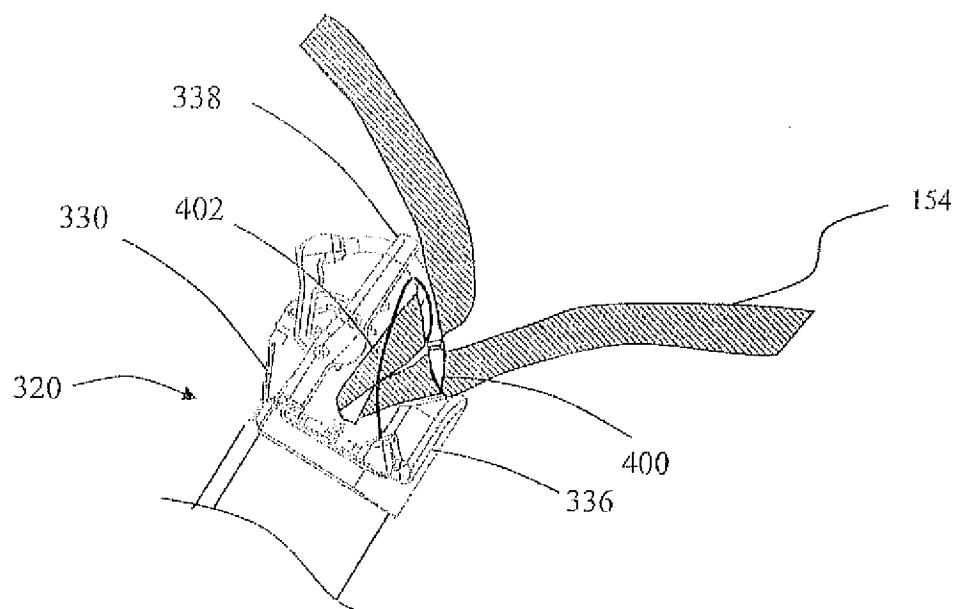


图 67

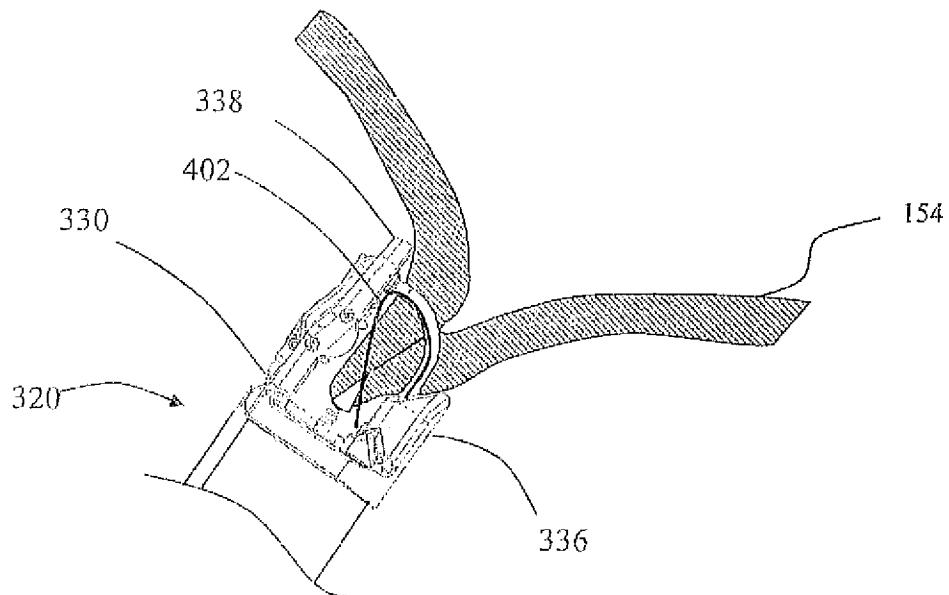


图 68

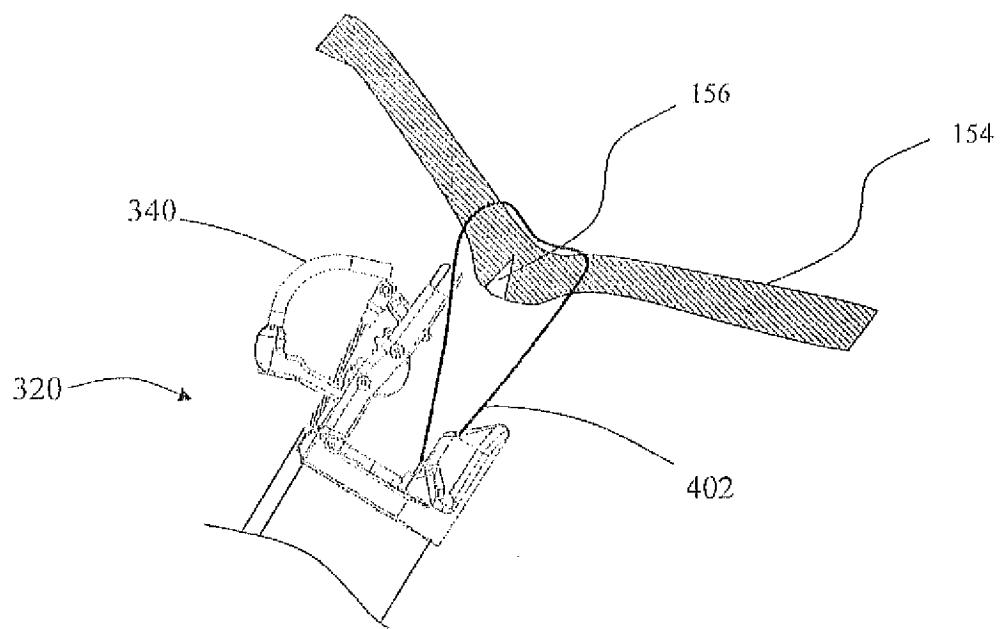


图 69

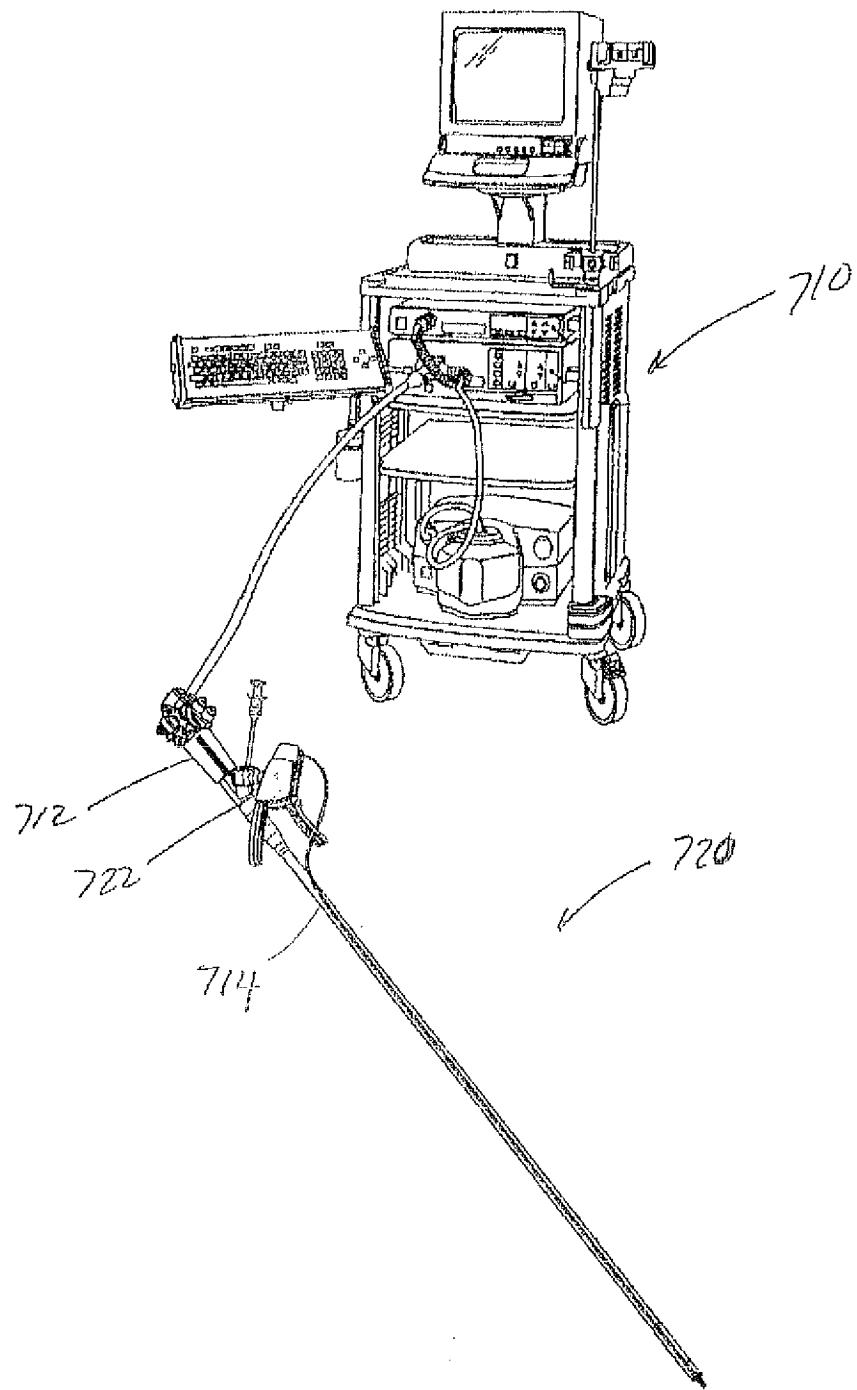


图 70

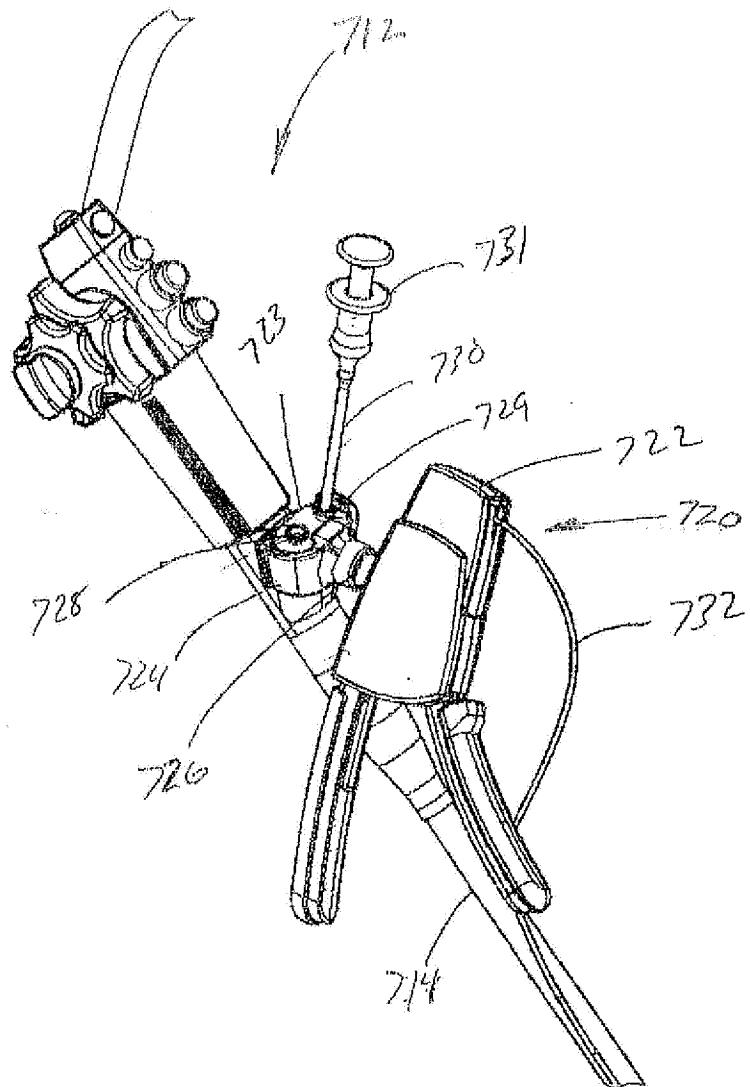


图 71

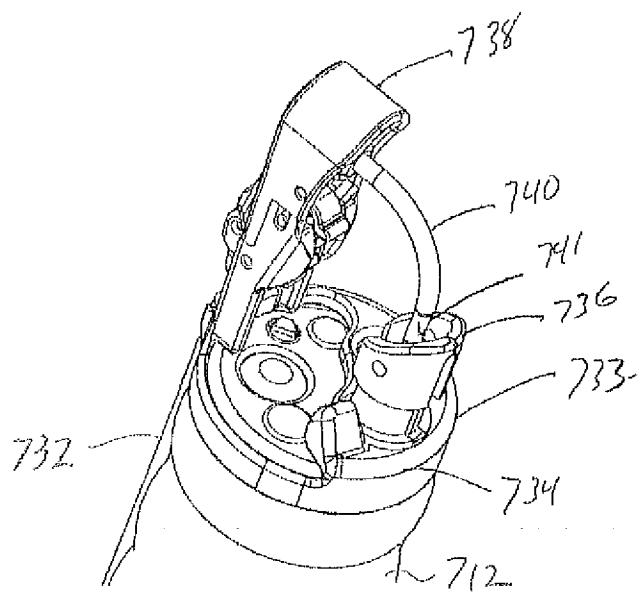


图 72A

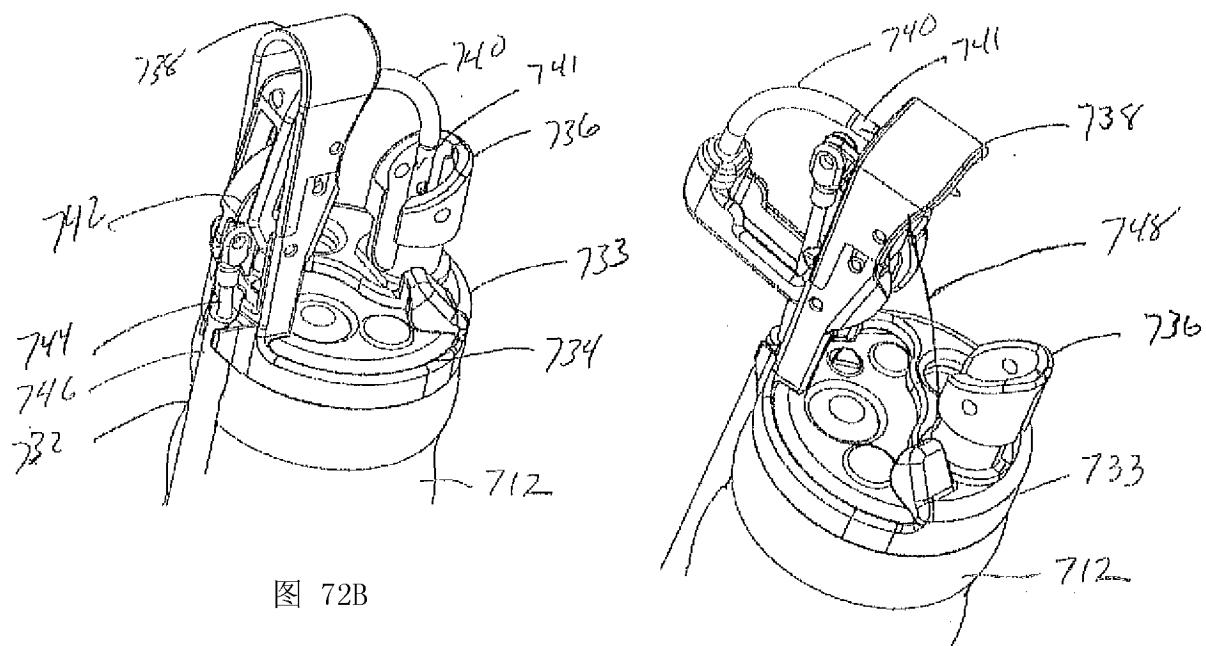


图 72B

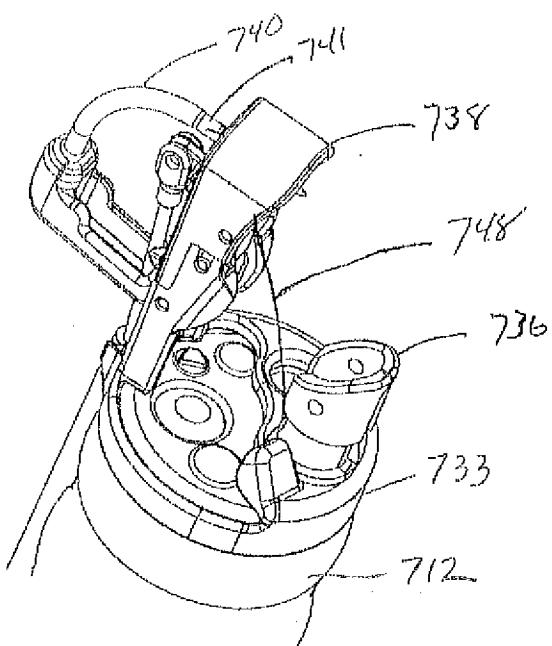


图 73A

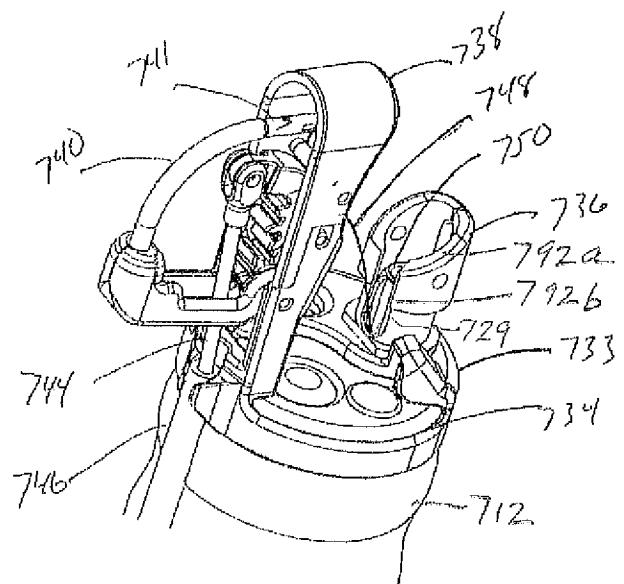


图 73B

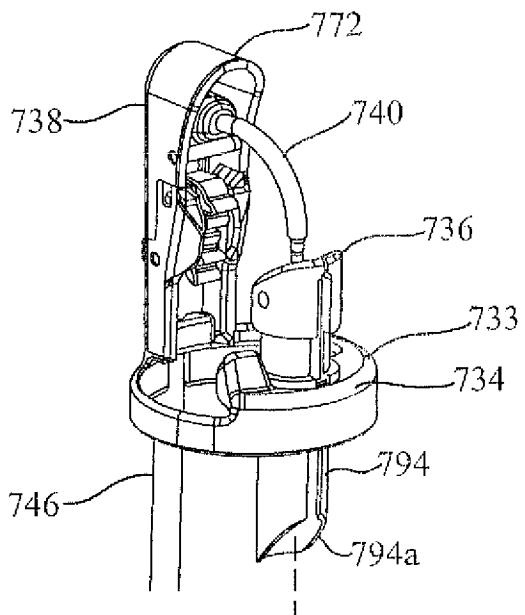


图 74

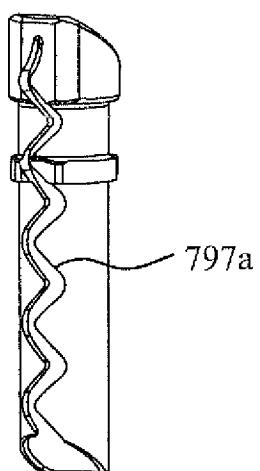


图 75A

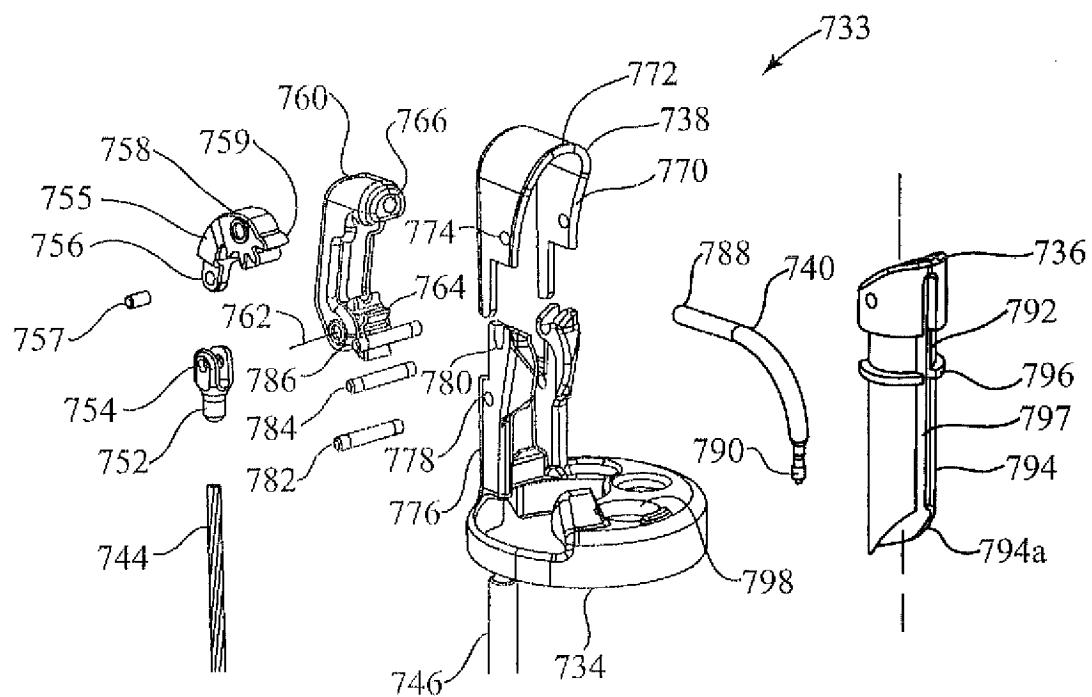


图 75

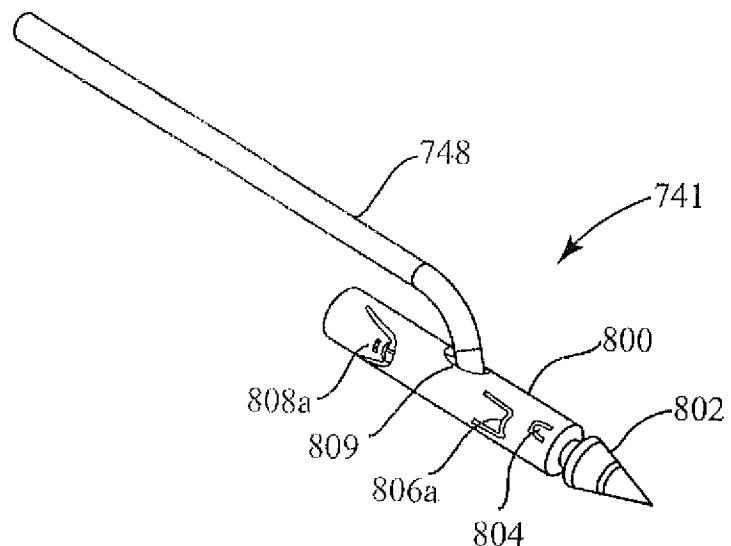


图 76A

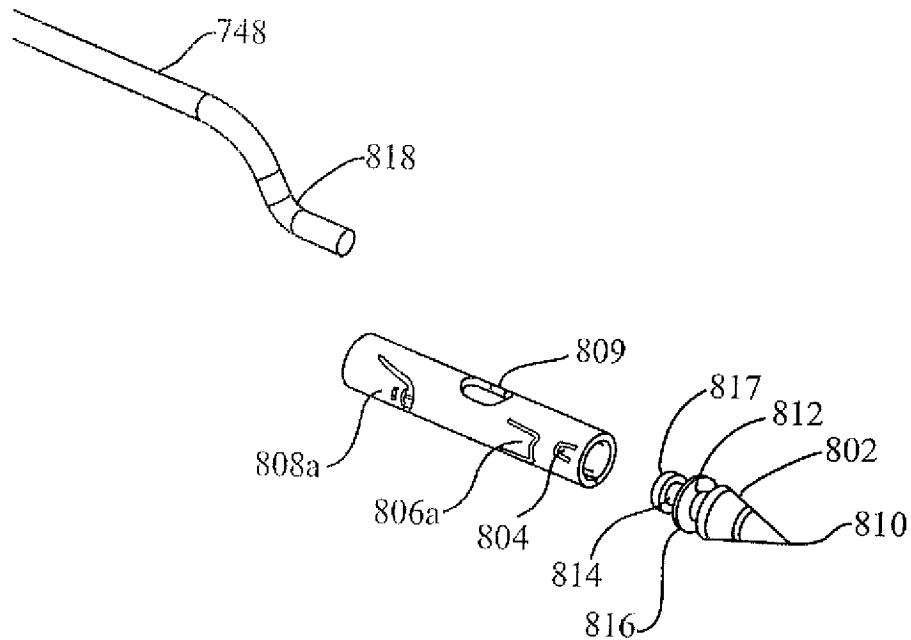


图 76B

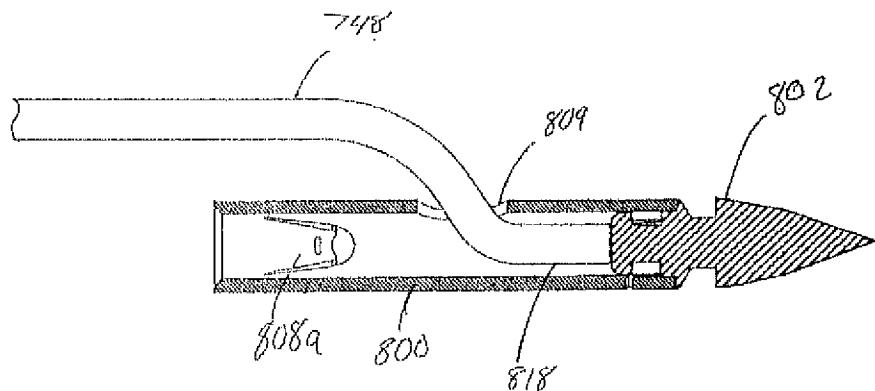


图 77A

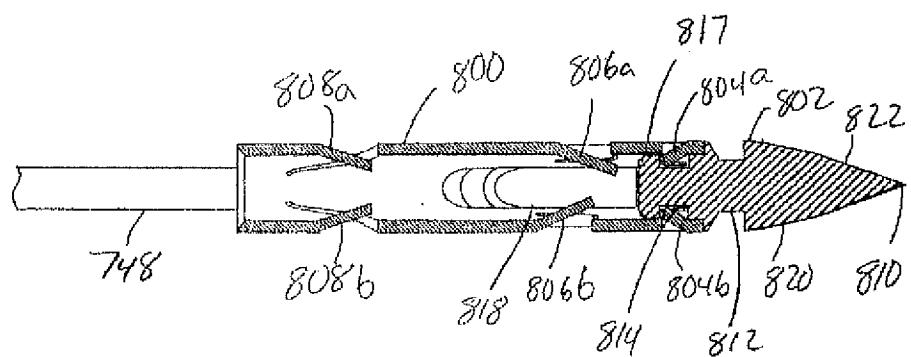


图 77B

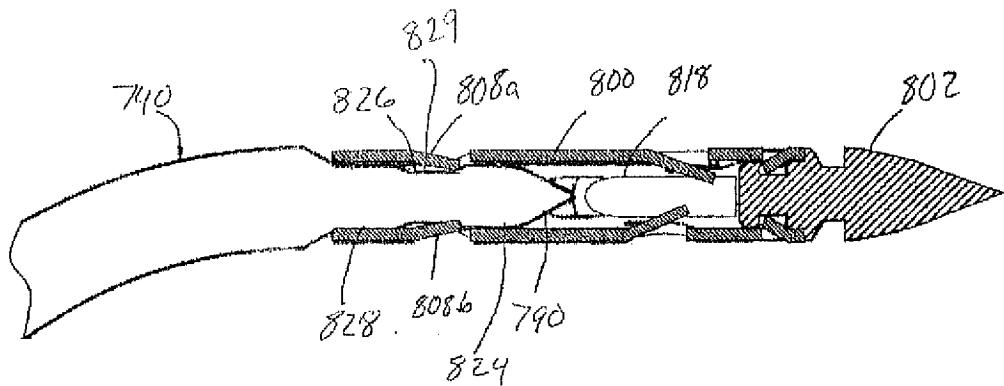


图 78

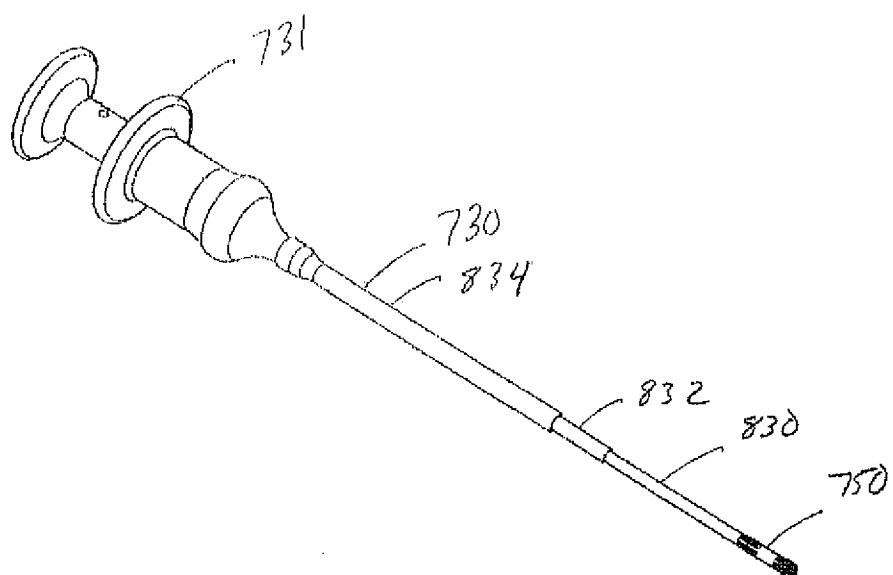


图 79

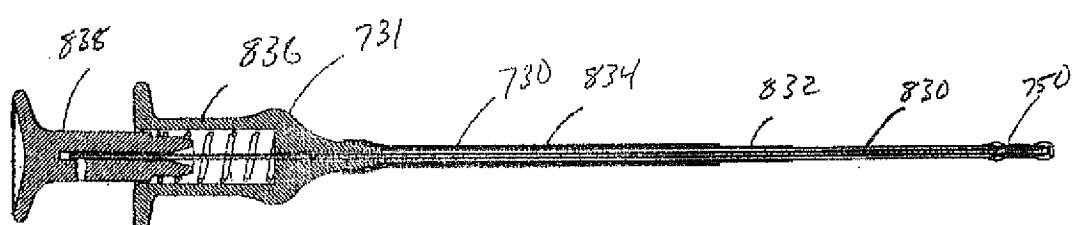


图 80

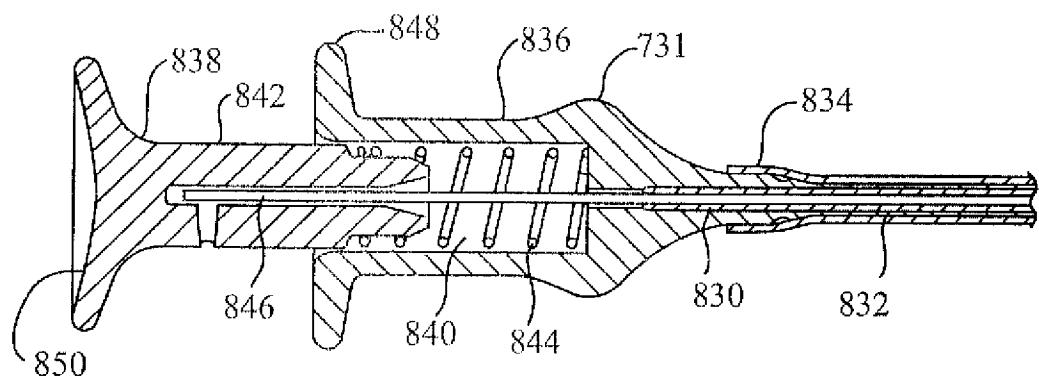


图 81

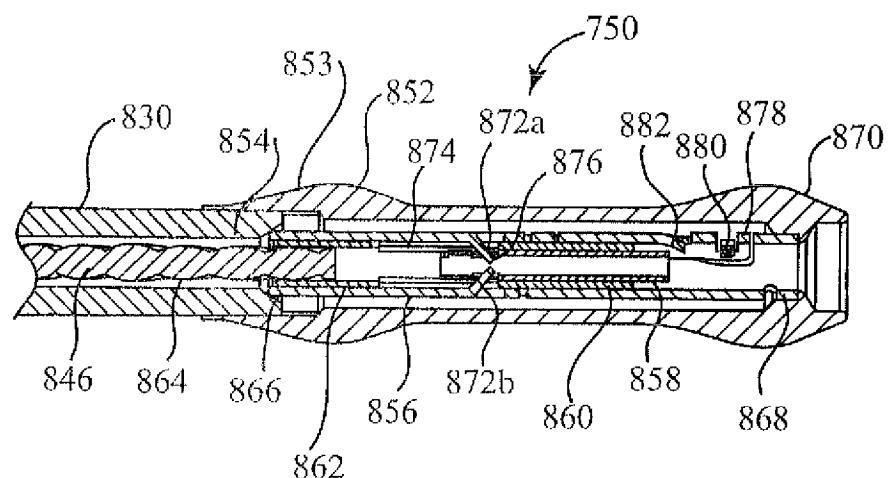


图 82

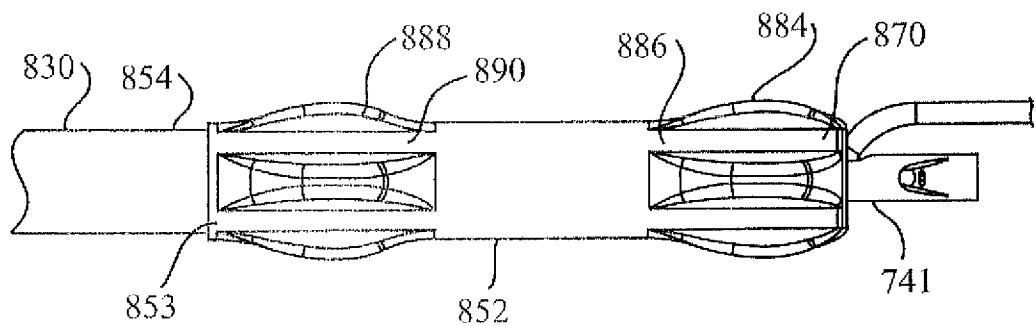


图 83A

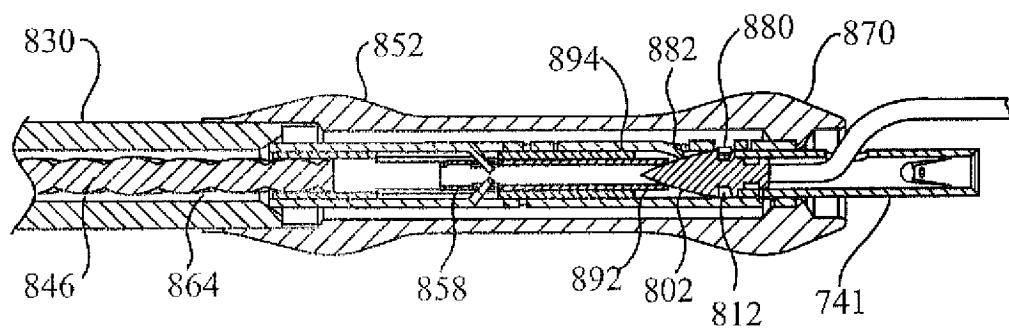


图 83B

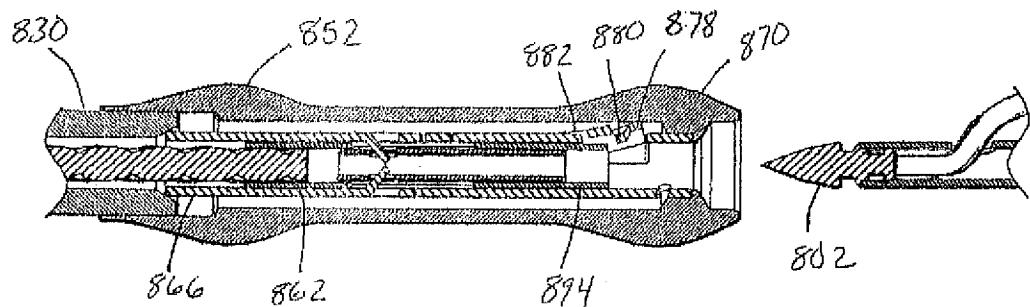


图 84

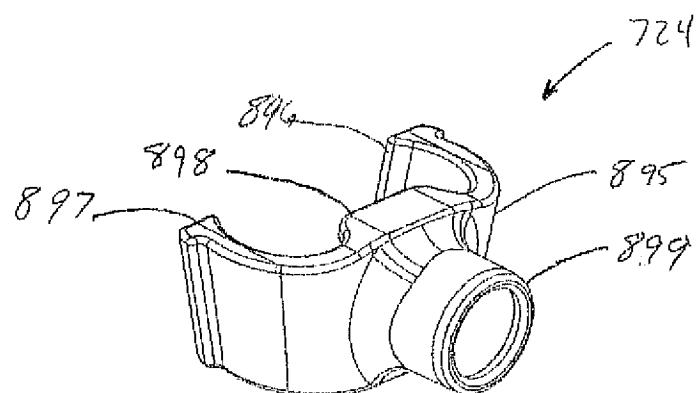


图 85A

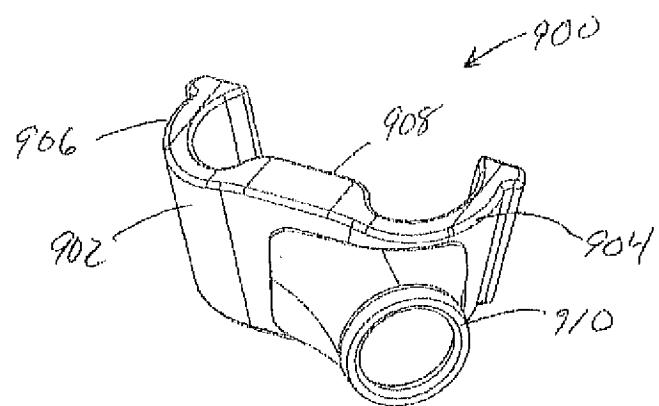


图 85B

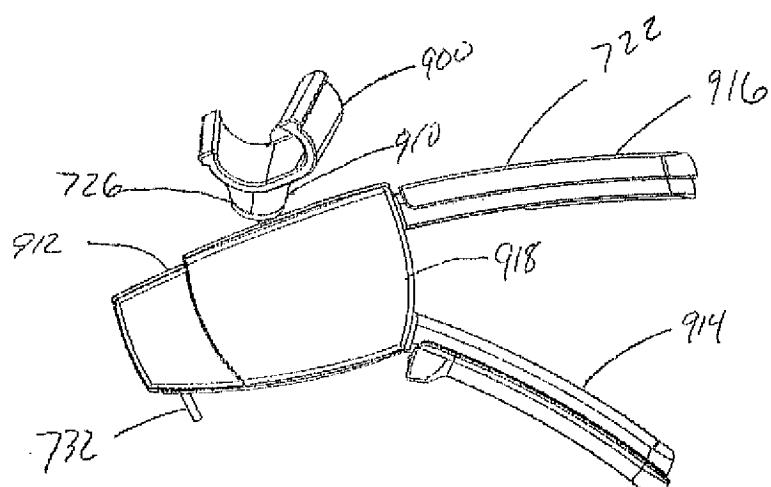


图 86

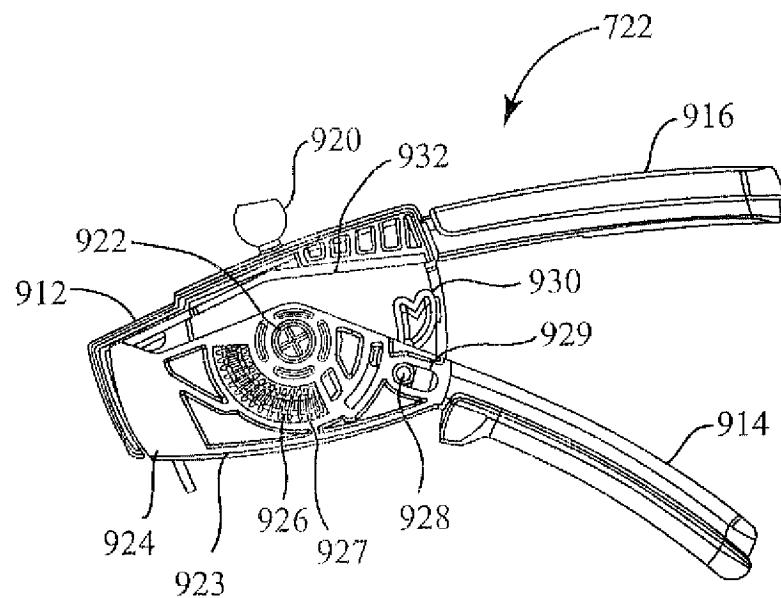


图 87A

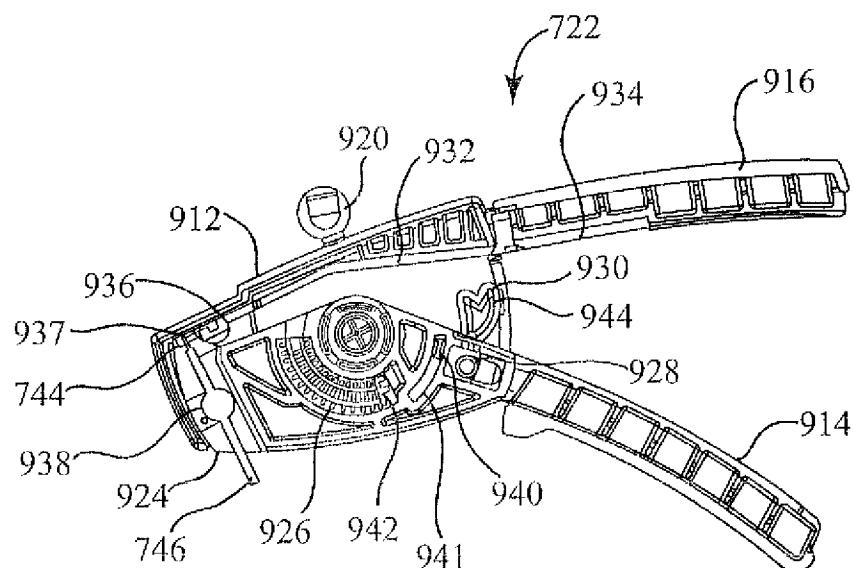


图 87B

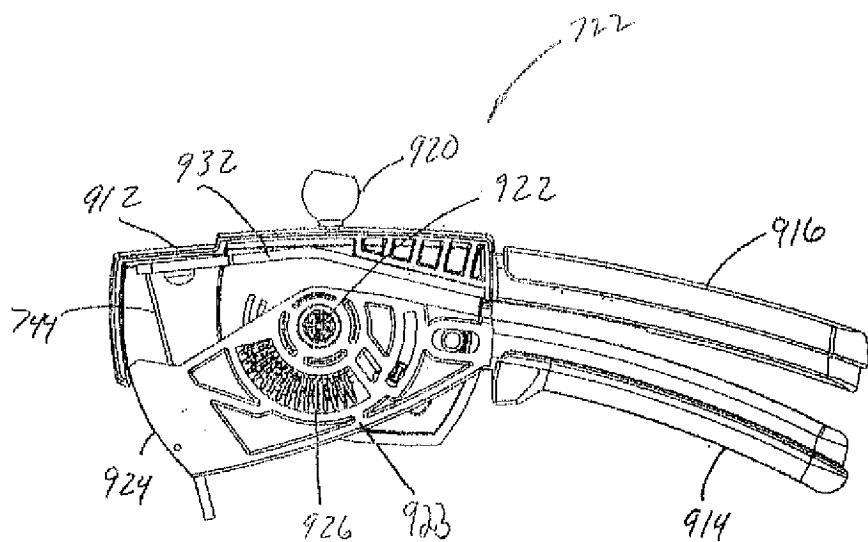


图 88A

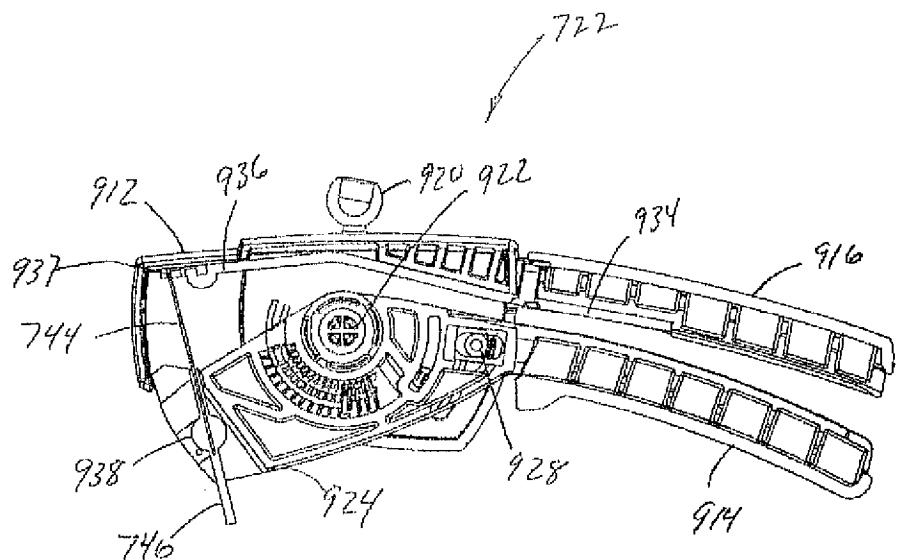


图 88B

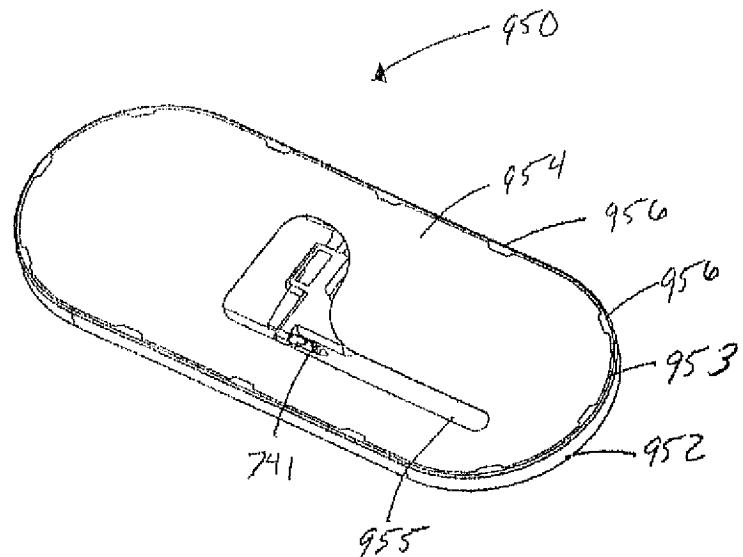


图 89

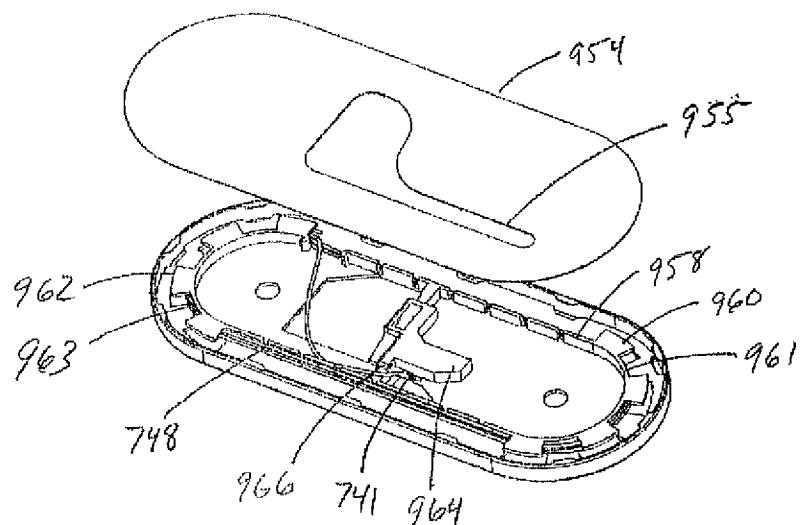


图 90

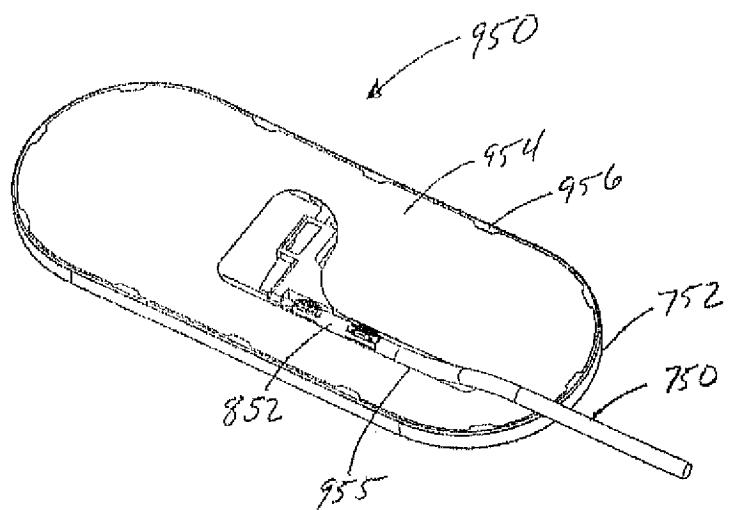


图 91

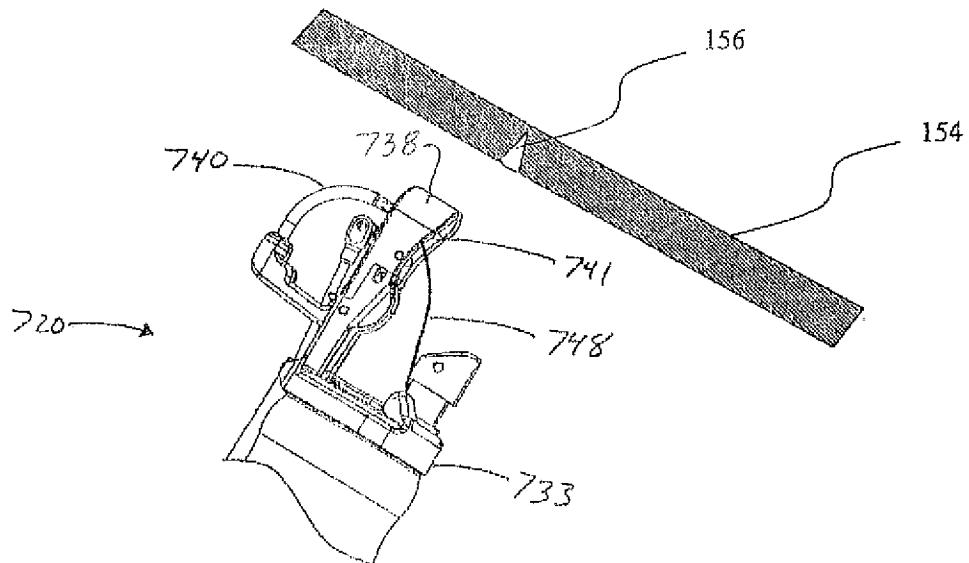


图 92

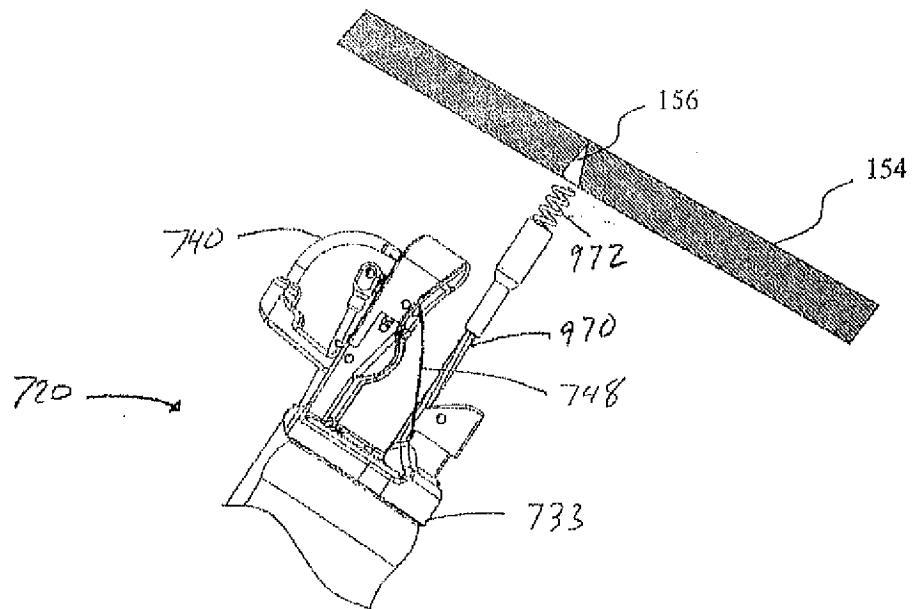


图 93

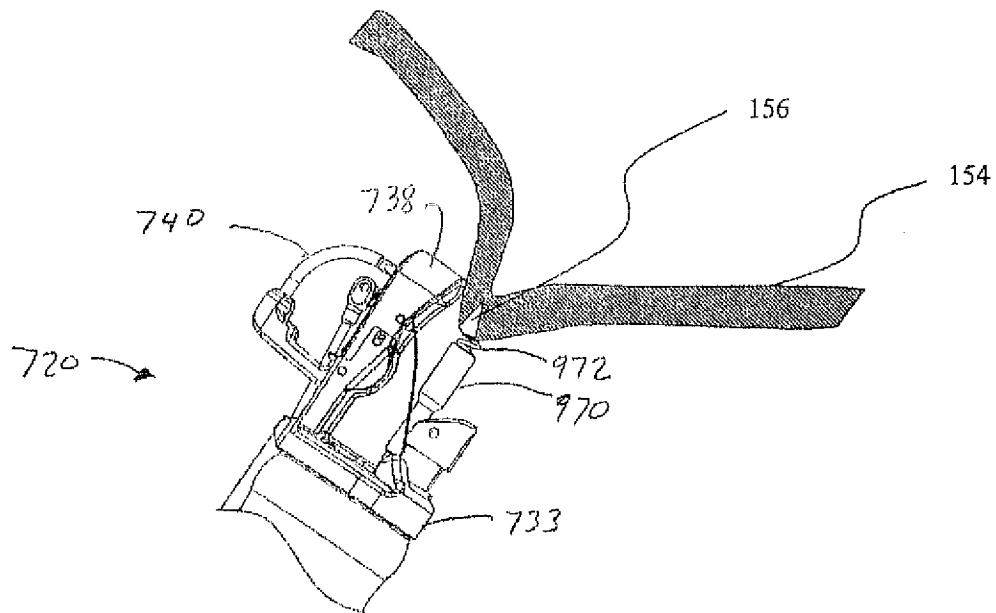


图 94

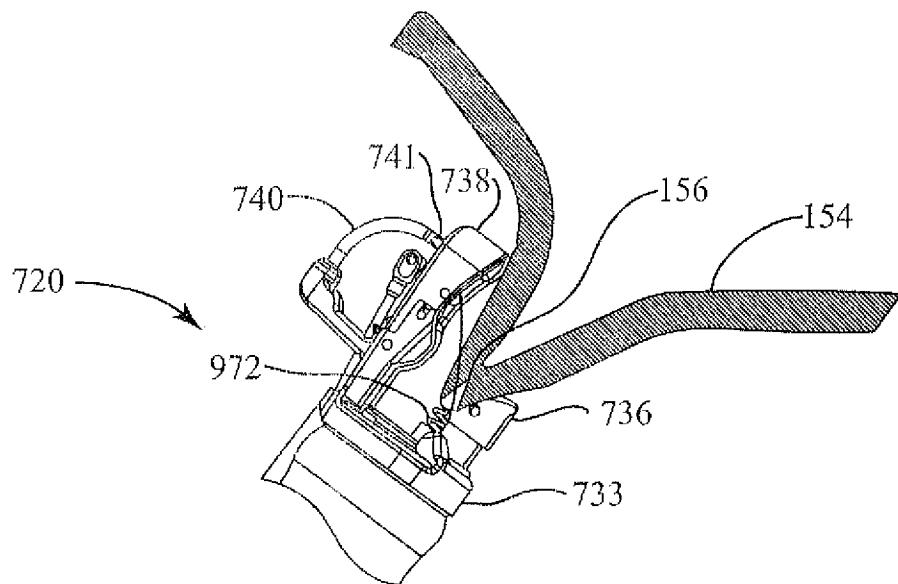


图 95

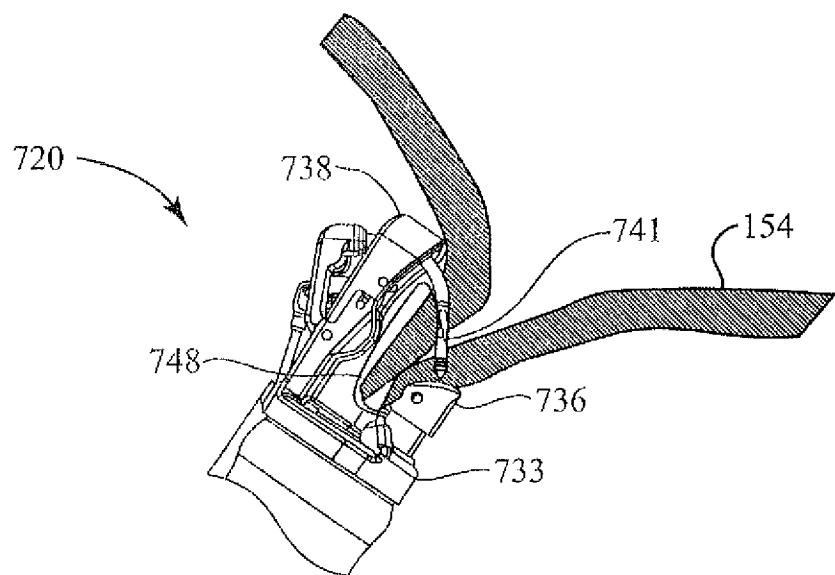


图 96

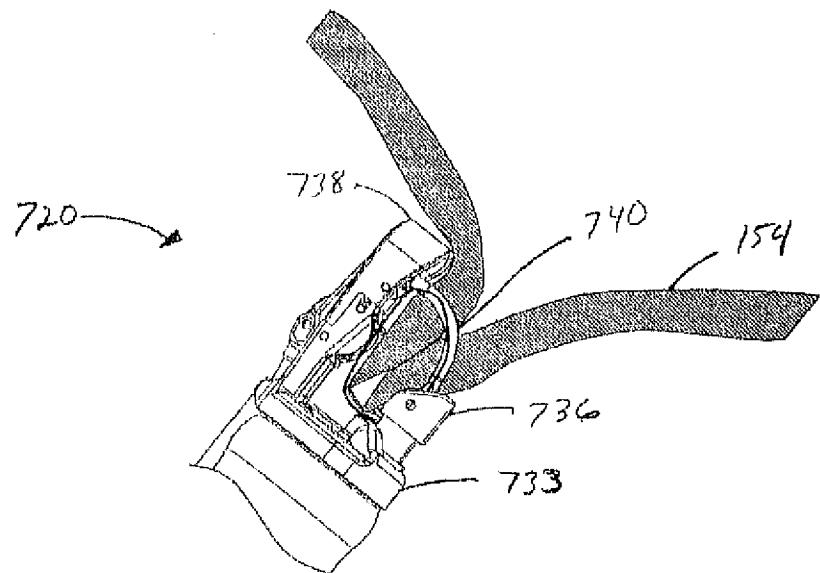


图 97

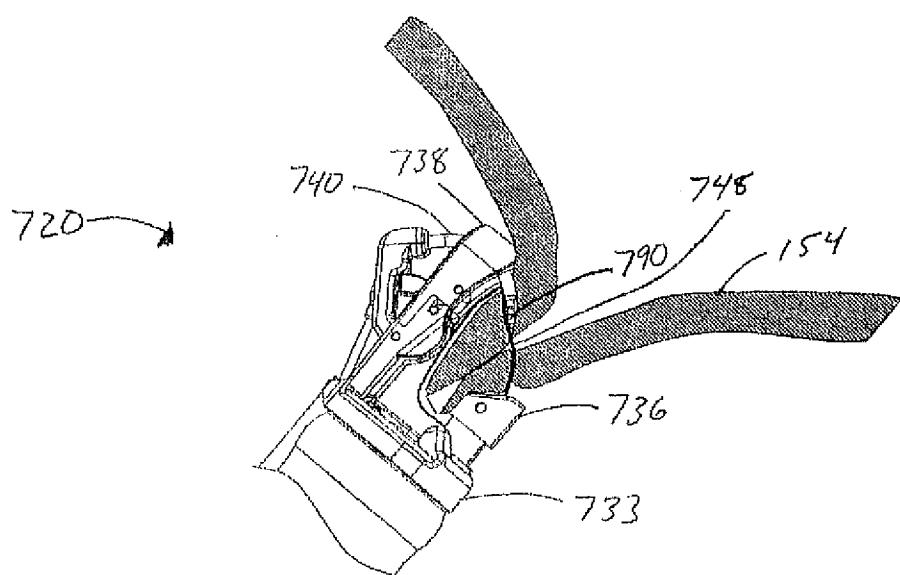


图 98

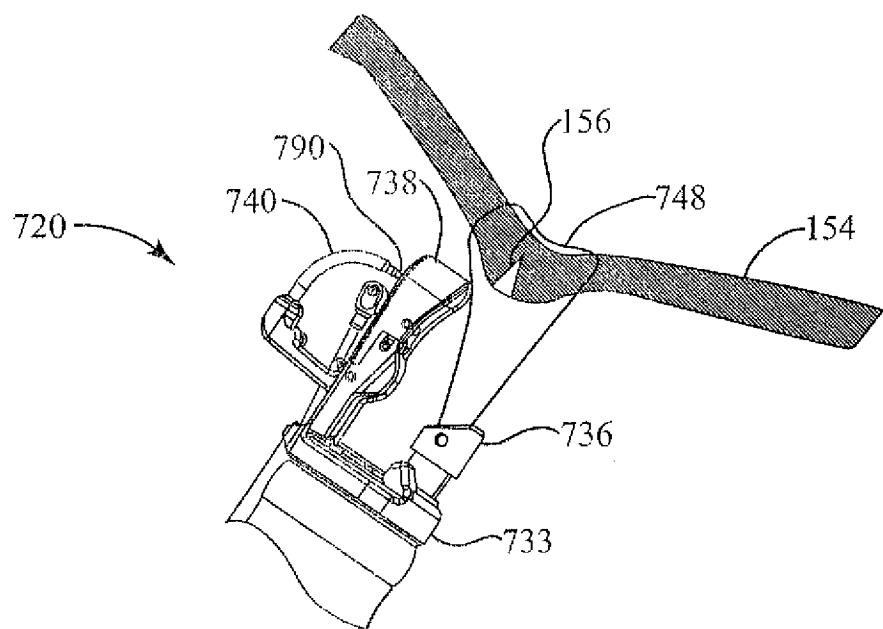


图 99

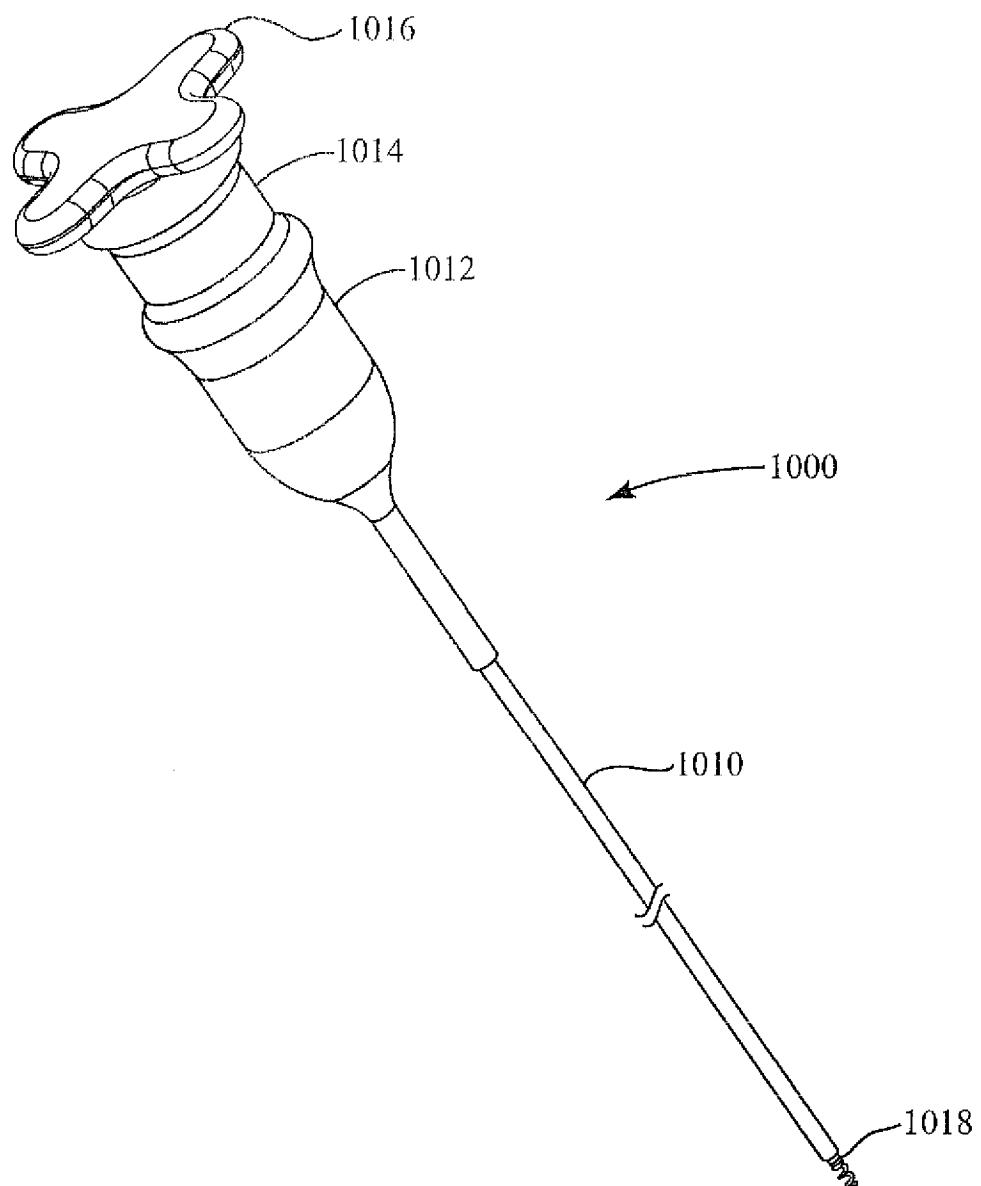


图 100

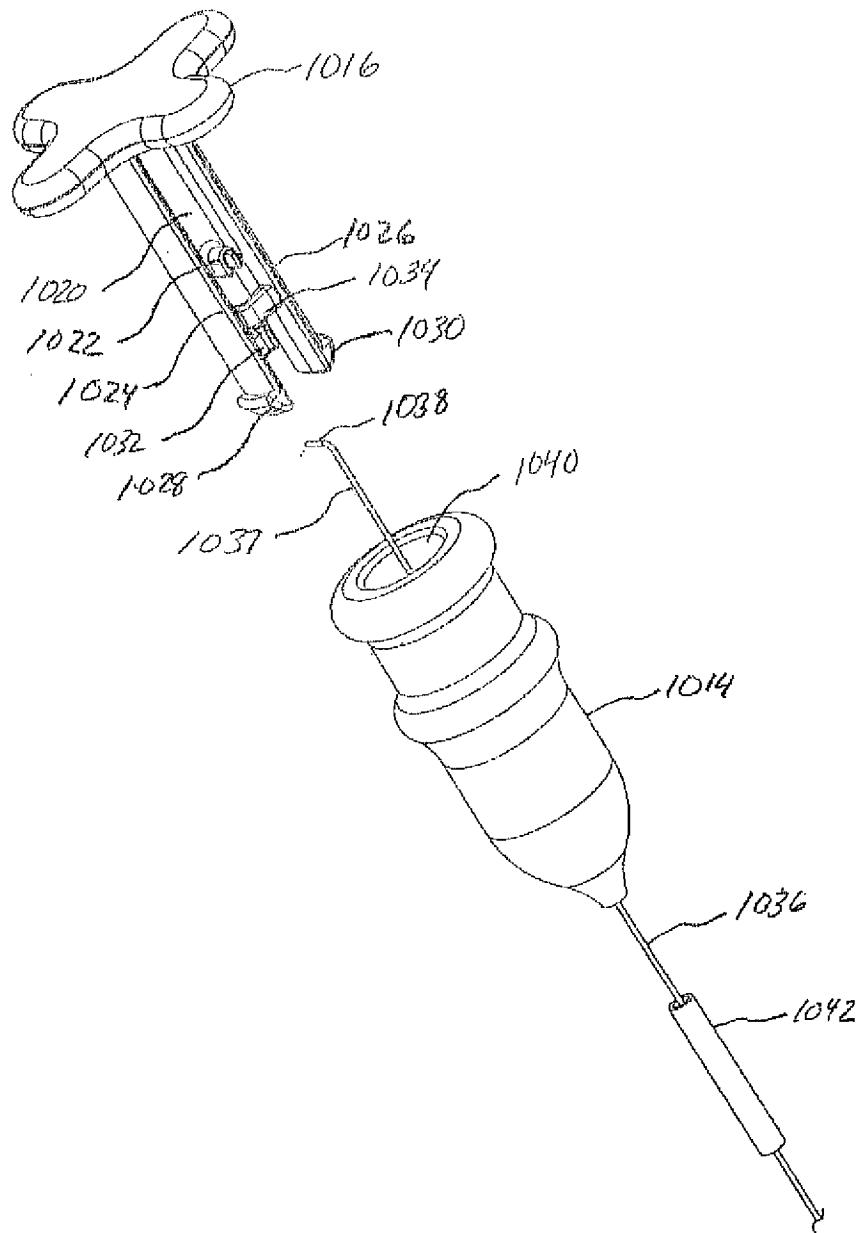


图 101A

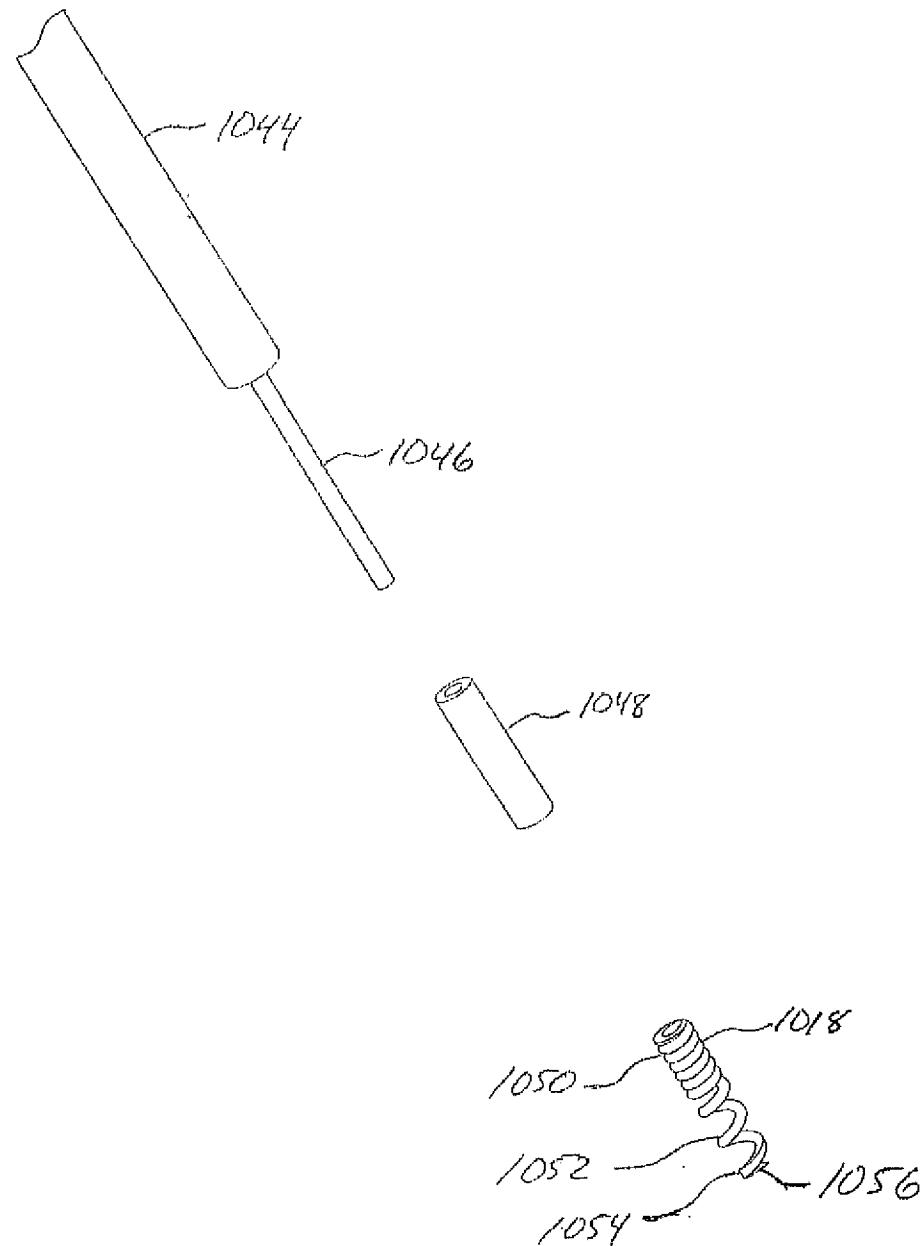


图 101B

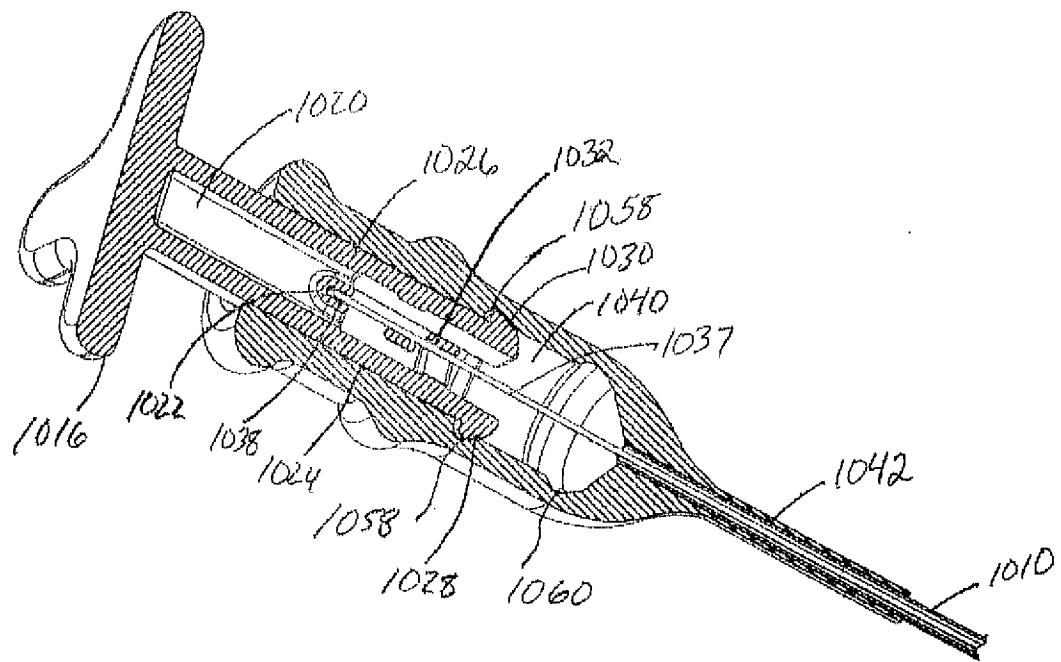


图 102A

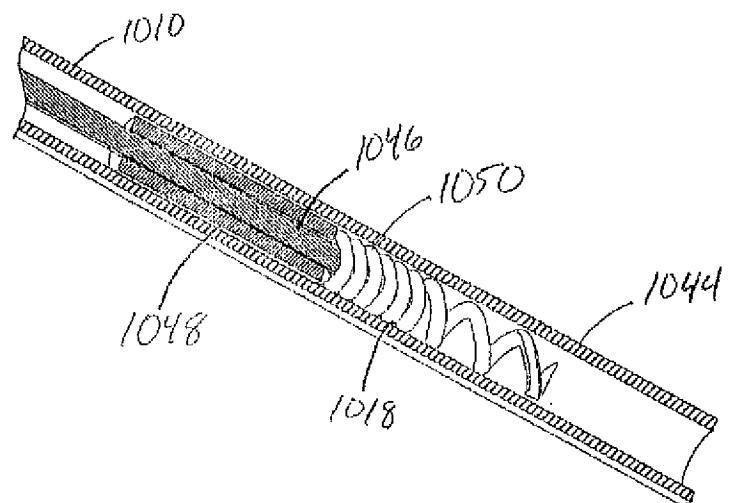


图 102B

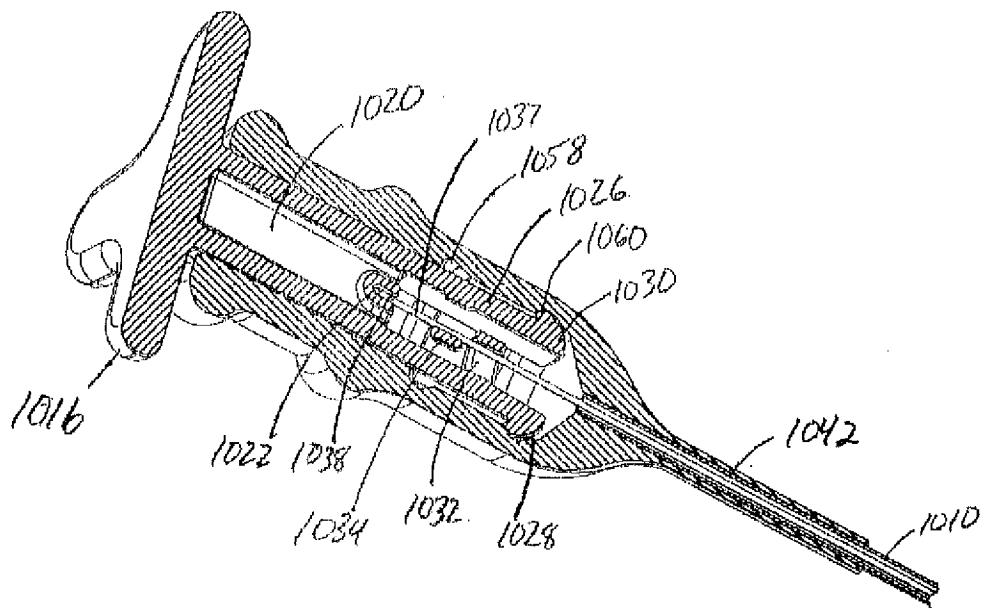


图 103A

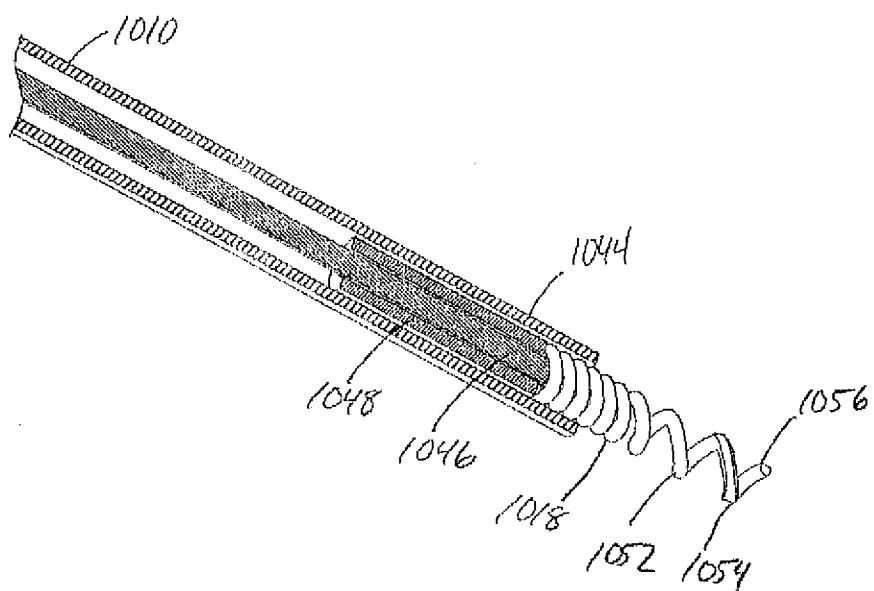


图 103B

专利名称(译)	内窥镜缝合系统		
公开(公告)号	CN105725954A	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201610075307.7	申请日	2012-05-07
[标]发明人	V 米特尔伯格 D K 琼斯 J L 吉雷 B E 尼格瑞特		
发明人	V.米特尔伯格 D.K.琼斯 J.L.吉雷 B.E.尼格瑞特		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/018 A61B1/04 A61B17/04 A61B17/06 A61B17/062 A61B17/068		
CPC分类号	A61B1/00087 A61B1/00089 A61B1/00094 A61B1/00101 A61B1/00137 A61B1/018 A61B1/04 A61B17/00234 A61B17/0401 A61B17/0487 A61B17/06114 A61B17/06123 A61B17/06133 A61B17/0625 A61B17/068 A61B50/13 A61B2017/00296 A61B2017/00349 A61B2017/0042 A61B2017/00477 A61B2017/0409 A61B2017/0417 A61B2017/0454 A61B2017/0464 A61B2017/0496 A61B2017/06047 A61B2017/0608 A61B2017/0649 A61B2017/2912 A61B2017/06052		
优先权	61/483679 2011-05-08 US 61/495970 2011-06-11 US 13/327988 2011-12-16 US 13/328003 2011-12-16 US 13/328016 2011-12-16 US		
其他公开文献	CN105725954B		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

提供了一种与内窥镜一起使用的治疗设备，该内窥镜具有用于内窥器具通过的器具通道并具有远端。该治疗设备包括末端执行器组件，末端执行器组件具有用于放置在内窥镜的远端处的底座、能够相对于底座旋转的末端执行器以及用于将底座附接到内窥镜的安装部分。该安装部分能够弹性压缩并能够被径向地压缩以便插入器具通道中，由此，被弹性压缩的安装部分的膨胀力相对于内窥镜的远端保持底座。安装部分还包括纵向延伸穿过其中的开口，所述开口能够与器具通道连通且尺寸被确定为用于接收从其中穿过的内窥器具。

