



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 102525574 B

(45)授权公告日 2016.08.17

(21)申请号 201110393103.5

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22)申请日 2011.11.23

代理人 朱铁宏 杨炯

(30)优先权数据

61/416562 2010.11.23 US

12/977154 2010.12.23 US

12/977146 2010.12.23 US

13/218810 2011.08.26 US

(51)Int.Cl.

A61B 17/00(2006.01)

(73)专利权人 德普伊米特克公司

(56)对比文件

US 2009082805 A1, 2009.03.26, 全文.

地址 美国马萨诸塞州

审查员 吴培

(72)发明人 M·Z·森冈 H·唐

D·B·斯潘奇纳 G·R·惠特克

G·米勒 J·埃尔南德斯

R·斯蒂芬尼

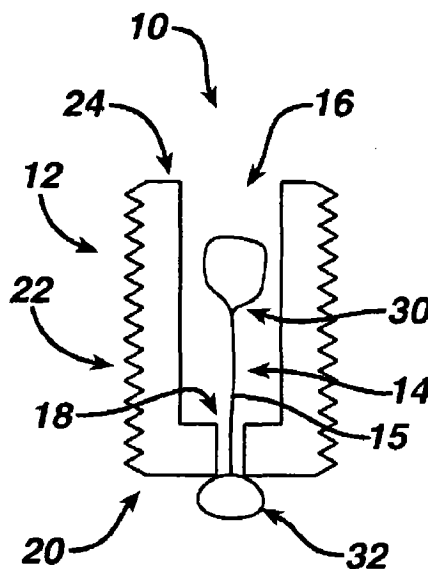
权利要求书2页 说明书14页 附图26页

(54)发明名称

外科手术细丝圈套组件

(57)摘要

本发明提供了一种外科手术细丝圈套组件,所述外科手术细丝圈套组件包括能够固定于骨骼中并具有细丝接合特征的锚钉。第一细丝具有套索,所述套索具有连接到,优选地可滑动地连接到所述锚钉的所述细丝接合特征上的第一和第二套索延伸段。所述第一和第二套索延伸段作为能够穿过要修复的组织继而可以穿过所述套索的第一和第二自由细丝延伸段从所述锚钉伸出。诸如一个或多个半结之类的所述套索能够接纳所述自由细丝延伸段,并在对所述自由细丝延伸段和所述套索中的至少一者施加张力时勒住它们,从而在固定所述锚钉后逐渐拉紧所述组织。优选的是,所述圈套组件还包括柔性套管,所述柔性套管连接所述第一和第二自由细丝延伸段的至少某一部分,以有利于所述自由细丝延伸段作为一体至少穿过所述组织。



1. 一种外科手术细丝圈套组件,所述外科手术细丝圈套组件包括:
锚钉,所述锚钉能够被固定在骨骼中并具有细丝接合特征;
第一细丝,所述第一细丝具有套索,所述套索具有第一和第二套索延伸段,所述第一和第二套索延伸段连接到所述锚钉的所述细丝接合特征上并作为能够穿过要修复的组织继而可以穿过所述套索从而可以在将所述锚钉固定到骨骼中之后逐渐拉紧所述组织的第一和第二自由细丝延伸段从所述锚钉伸出,当对所述第一和第二自由细丝延伸段和所述套索中的至少一者施加张力时,所述套索勒住所述第一和第二自由细丝延伸段;以及
柔性套管,所述柔性套管连接所述第一和第二自由细丝延伸段的至少某一部分,以有利于所述第一和第二自由细丝延伸段作为一体穿过组织,然后穿过所述套索。
2. 根据权利要求1所述的组件,其中所述套管由编织缝线形成。
3. 根据权利要求1所述的组件,其中所述第一细丝为编织缝线,并且所述第一和第二自由细丝延伸段之一的一部分用作所述套管。
4. 根据权利要求3所述的组件,其中所述套管部分的每单位长度纬纱数少于所述第一细丝其余部分的每单位长度纬纱数。
5. 根据权利要求1所述的组件,其中在将所述锚钉植入患者体内之前所述套管设置在所述第一和第二自由细丝延伸段的整个部分上。
6. 根据权利要求5所述的组件,其中所述套管还设置为超出所述细丝接合特征,从而覆盖所述第一和第二套索延伸段的至少某一部分。
7. 根据权利要求1所述的组件,其中所述套索可朝着所述锚钉缩进。
8. 根据权利要求1所述的组件,其中所述套索由至少一个半结形成。
9. 根据权利要求1所述的组件,还包括至少一个管,所述至少一个管能够可拆卸地插入到所述套索中,以提供用于所述第一和第二自由细丝延伸段中的至少一个的端部的通道。
10. 如权利要求1所述的外科手术细丝圈套组件,还包括:
所述第一细丝具有第一部分和连接到所述锚钉的所述细丝接合特征上的第二部分,所述套索由在所述第一部分上的至少一个半结形成。
11. 根据权利要求10所述的组件,其中所述套索可朝着所述锚钉缩进。
12. 根据权利要求10所述的组件,还包括具有至少两个突出部的穿线工具,所述突出部具有能够可拆卸地插入所述半结的不同套环中的远端,每个突出部限定槽,所述槽能够接纳所述第一和第二自由细丝延伸段的至少一个的一部分,以使其穿过所述半结的套环,并且每个突出部还限定狭槽,所述狭槽与所述槽连通,以有利于从所述工具中取出所述细丝延伸段。
13. 根据权利要求12所述的组件,其中所述突出部为管,所述管由用于操纵所述管的至少一个手柄连接在一起。
14. 根据权利要求12所述的组件,其中所述槽的近端由交叉口和共用通道之一连接,并且还包括作为所述交叉口和所述共用通道之一的近端部分的阻挡件。
15. 根据权利要求14所述的组件,其中所述阻挡件是活动的,以有助于从所述工具中取出所述细丝延伸段。
16. 根据权利要求15所述的组件,还包括使所述阻挡件朝所述交叉口和所述通道之一偏置的弹簧。

17. 根据权利要求12所述的组件,还包括至少两个缝线穿引器,所述缝线穿引器具有用于接合所述第一和第二自由细丝延伸段的一部分的远端,并且在所述缝线穿引器的近端施加近端方向的力时,所述缝线穿引器能够拉动所述第一和第二自由细丝延伸段穿过所述槽。

18. 根据权利要求17所述的组件,其中所述缝线穿引器的所述远端缠绕在至少一个半结中,以在将其牵拉穿过所述工具时赋予所述第一和第二自由细丝延伸段至少一个半结。

19. 根据权利要求10所述的组件,其中所述套索已经通过如下方式形成:使所述第一细丝的至少两端穿过所述半结的中心开口以形成所述套索。

外科手术细丝圈套组件

背景技术

[0001] 1. 相关申请的交叉引用

[0002] 本专利申请要求提交于2010年11月23日的美国临时申请No. 61/416,562的优先权,该临时申请是2010年12月23日提交的美国专利申请No. 12/977,154的临时申请,本专利申请还要求提交于2010年12月23日的美国专利申请No. 12/977,146的优先权。

2. 技术领域

[0003] 本发明涉及用于将组织固定到骨骼上的细丝组件,更具体地讲,涉及不依赖于锚钉固定而可调节地拉紧组织的细丝组件。

[0004] 3. 背景技术

[0005] 肌腱、韧带或其他软组织从骨骼上完全或部分分离是一种普通损伤,在运动员当中尤为常见。组织分离会在摔倒过程中因用力过猛而发生,或出于各种其他原因。尤其是当组织完全从其相关的骨骼上分离时,通常需要外科手术干预。当前可用的组织附着器件包括螺钉、缝钉、缝线锚钉和平头钉。

[0006] 关节镜式系结方法通常在肩袖和不稳定手术中实施。通常,先将载有缝线的锚钉固定到骨骼上。缝线正常情况下通过孔眼或绕着柱可滑动地附着到锚钉上,使得单段缝线具有两个自由延伸段。缝线的一个延伸段穿过待修复的软组织,诸如肌腱或孟唇。缝线的两端随后彼此系上,从而与锚钉一起将软组织获取于套环中。当收紧套环时,软组织就通过锚钉靠近骨骼。

[0007] 外科医生通常先放置诸如Tennessee滑结或Duncan结之类的滑结来系住缝线端。在收紧套环后,系上多个附加的半结或其他结。之所以需要附加的结,是因为常规的滑结不具有必要的防松或防滑功能,尤其在拉力主要作用于套环的延伸段上时。通常认可的做法是,在滑结之后在交替布置的缝线柱上打至少三个反向半结。

[0008] 然而,在可将一个或多个半结或其他结加到滑结上之前,存在滑结滑动的可能性,也就是说,套环会因为组织对其施加的拉力而扩大。这被称为“套环安全性”,据报道甚至在富有经验的外科医生手中也可能发生。有时,甚至完全系住的结也会滑动。此外,常规结的总体大小会具有阻碍或侵入性,尤其在紧密关节中,由于受到结的摩擦,可损坏软骨或其他组织。

[0009] 用于修复撕裂或损伤的组织的具有滑结和锁结的缝线锚钉系统包括Wenstrom, Jr 的美国专利No. 6,767,037所公开的系统。尤其适合半月板修复的其他缝线锚钉系统在Selvitelli等人的美国专利No. 7,390,332中公开,被用于购自DePuy Mitek Inc., 325 Paramount Drive, Raynham, Massachusetts 02767的OmniSpan™半月板修复系统。

[0010] 存在许多声称“无结”的缝线植入系统,所谓“无结”即无需外科医生在手术中系结。许多这种系统通过锚钉被驱动进入骨骼的深度来控制作用于组织的拉力。Lizardi的美国专利No. 5,782,864和No. 7,381,213公开了特定类型的缝线锚钉,其获取固定长度的缝线环。利用插入套管中的锚钉元件的可调套环无结锚钉组件被Thal在美国专利No. 5,569,306

和No.6,045,574以及美国专利申请公布No.2009/0138042中公开。包括夹具或其他锁紧装置的其他系统公开于Goble等人的美国专利No.5,702,397和Schwartz等人的美国专利申请公布No.2008/0091237。

[0011] 因此,理想的是实现稳固然而可调节的组织固定,同时最小化外科医生尤其在关节镜式修复手术中将要系缚的结的数量和大小。

发明内容

[0012] 本发明的一个目的是满足或超出对组织张力控制的需求,并保持当前可用的缝线锚钉组件用于组织修复手术的能力,同时减少将通过外科医生系缚的半结或其他结的数量。

[0013] 本发明的另一目的是减小用于组件的已成结的尺寸。

[0014] 又一个目的是为外科医生简化整体的系结过程,同时增强套环安全性和结安全性。

[0015] 本发明的再一个目的是增加锚钉固定之后的拉紧力。

[0016] 本发明的特色在于一种外科手术细丝圈套组件,所述外科手术细丝圈套组件包括能够固定于骨骼中并具有细丝接合特征的锚钉。第一细丝具有套索,所述套索具有连接到,优选地可滑动地连接到锚钉的细丝接合特征上的第一和第二套索延伸段。第一和第二套索延伸段作为能够穿过要修复的组织并且之后可穿过套索的第一和第二自由细丝延伸段从锚钉伸出。诸如一个或多个半结之类的套索能够接纳自由细丝延伸段,并在对自由细丝延伸段和套索中的至少一者施加张力时勒住它们,从而在固定锚钉后逐渐拉紧组织。优选的是,圈套组件还包括柔性套管,该套管连接第一和第二自由细丝延伸段的至少某一部分以有利于自由细丝延伸段作为一体至少穿过组织。

[0017] 在优选的实施例中,套管由编织缝线形成。在某些实施例中,第一细丝为编织缝线,第一和第二自由细丝延伸段之一的一部分用作套管。在一个实施例中,套管部分具有较少的纬纱数,优选地比第一细丝其余部分的纬纱数/单位长度少至少10%。在某些实施例中,在将锚钉植入患者体内之前,套管设置在第一和第二细丝的整个部分上,在一些实施例中,套管还被布置为超出细丝接合特征,以覆盖第一和第二套索延伸段的至少某些部分。

[0018] 在一些实施例中,所述套索可朝着所述锚钉缩进。可以包括具有至少一个突出部(如管)的工具,以帮助自由细丝延伸段穿过套索。在其中所述套索由至少一个半结形成的特定实施例中,所述组件包括至少两个管,所述管能够可拆卸地插入到所述半结的不同套环中,以提供用于自由细丝延伸段两端的通道。在一些实施例中,所述管连接在一起,并具有用于操作所述管的至少一个手柄。优选地,各个管开有槽,以便从管中取出所述自由细丝延伸段。

[0019] 本发明可以表述为优选地使用套管通过选择能够固定在骨骼中并具有细丝接合特征的锚钉进行外科手术修复组织的方法。选择具有套索的第一细丝,所述套索具有连接到,优选地可滑动地连接到锚钉的细丝接合特征上的第一和第二套索延伸段。第一和第二套索延伸段作为能够穿过要修复的组织并且之后可穿过套索的第一和第二自由细丝延伸段从锚钉伸出。优选的是,也选择连接第一和第二自由细丝延伸段至少某一部分的柔性套管,以有利于自由细丝延伸段作为一体至少穿过组织。将锚钉固定在骨骼中,至少使套管穿

过要修复的组织。至少使优选地具有套管的自由细丝延伸段穿过套索。然后在固定锚钉之后对自由细丝延伸段和套索中的至少一者施加张力以逐渐拉紧组织时,根据需要用勒住自由细丝延伸段的套索拉紧组织。将套管从患者体内取出。

[0020] 本发明还以外科手术细丝圈套组件为特征,所述组件具有能够固定在骨骼中并具有细丝接合特征的锚钉,以及具有固定长度的套环、能够穿过组织并能够在至少第一延伸段的第一部分上形成套索且具有第二部分的第一细丝。所述组件还包括第二细丝,所述第二细丝具有可滑动地连接到第一细丝的第二部分上的可伸缩套环,可伸缩套环由具有拉紧延伸段的滑结形成。在将锚钉固定到骨骼中之后,拉紧的延伸段和滑结能够穿过套索,以在对自由缝线延伸段和套索中的至少一者施加张力时,用勒住可伸缩套环的套索逐渐拉紧组织。第一细丝和第二细丝中的至少一者可滑动地连接到锚钉的细丝接合特征上。

[0021] 在一些实施例中,第一细丝形成连续套环,可伸缩套环可滑动地连接到细丝接合特征上。

[0022] 本发明还可以表述为使用固定长度的套环通过选择能够固定在骨骼中并具有细丝接合特征的锚钉进行外科手术组织修复的方法。选择的第一细丝具有能够穿过要修复的组织并能够在至少第一延伸段的第一部分上形成套索的固定长度的套环,并具有可滑动地连接到第二细丝的可伸缩套环上的第二部分,可伸缩套环由具有拉紧延伸段的滑结形成,拉紧延伸段和滑结能够穿过套索。将锚钉固定在骨骼中,使固定长度的套环的至少一部分穿过要修复的组织。使固定长度的套环的一部分形成双合结,以用作套索。然后在固定锚钉之后对拉紧延伸段、滑结和套索中的至少一者施加张力以逐渐拉紧组织时,根据需要用勒住可伸缩套环的套索拉紧组织。

[0023] 本发明还以具有骨骼锚钉和第一细丝的外科手术细丝圈套组件为特征,其中第一细丝具有在至少第一延伸段的第一部分上由至少一个半结形成的套索,并具有连接到锚钉的细丝接合特征上的第二部分。套索能够接纳至少两个自由细丝延伸段并在对自由细丝延伸段和套索中的至少一者施加张力时勒住它们。优选的是,所述组件还包括具有至少两个突出部的穿线工具,所述突出部具有能够可拆卸地插入半结的不同套环中的远端。每个突出部限定一个能够接纳至少一个自由细丝延伸段的一部分以使其穿过半结的套环的通道,每个突出部还限定与通道连通以便于从工具上取出细丝延伸段的狭槽。

[0024] 在某些实施例中,突出部为用至少一个用于操纵管的柄部连接在一起的管。通道的近端由交叉口和共用通道之一连接,所述工具还包括作为交叉口和共用通道之一的近端部分的阻挡件。在一些实施例中,阻挡件可以移动,并可以包括使阻挡件朝交叉口或共用通道偏置的弹簧。在又一个实施例中,所述组件还包括至少两个缝线穿引器,所述缝线穿引器具有接合自由细丝延伸段的一部分的远端,并且在缝线穿引器的近端施加近端方向的力时,缝线穿引器能够拉动自由细丝延伸段穿过通道。

[0025] 本发明还可以表述为通过选择具有第一和第二末端的第一细丝并在第一细丝的第一和第二末端之间形成至少一个具有中心开口的半结而形成外科手术细丝圈套组件的方法。第一和第二末端穿过中心开口,以限定具有第一和第二套索延伸段的套索,并拉紧半结形成套索的滑结。第一和第二细丝末端穿过锚钉的细丝接合特征,以作为能够穿过要修复的组织并且之后穿过套索的第一和第二自由细丝延伸段从锚钉伸出,当对自由细丝延伸段和套索开口中的至少一者施加张力时,套索勒住自由细丝延伸段。

附图说明

[0026] 下文结合附图更详细地解释了本发明的优选实施例,其中:

[0027] 图1是具有锚钉和套索的根据本发明的外科手术细丝圈套组件的示意性侧视图;

[0028] 图1A是绞索式套索的示意性侧视图,图1B是根据本发明的待用的半结套索的示意图;

[0029] 图2是可拆卸地连接于插管装拆器的图1的组件的示意性侧视图,所述插管装拆器用来将载有穿过套索的穿线套环的锚钉初始固定;

[0030] 图3-图10是示意性侧视图,说明将组织获取并拉紧到根据本发明的外科手术细丝圈套组件中的过程,图8A提供图8、9和10中示出的止挡结的实例;

[0031] 图11和图12是替代形式的半结套索的透视图,其中使用多个开口来勒住两根或多根自由细丝延伸段;

[0032] 图13是用于帮助自由细丝延伸段穿过图11的套索开口的管的透视图;

[0033] 图14A是双筒带槽装置的透视图;

[0034] 图14B示出了使用图14A的装置穿套索;

[0035] 图15-图19示出了具有根据本发明的可收缩套索构造的不同的圈套组件;

[0036] 图20是穿过根据本发明的圈套组件的单个套索的多根细丝的示意性俯视图;

[0037] 图21是图18所示布置的一个结构的放大图;

[0038] 图22-图27是用于布置为穿过要修复的组织另一锚钉的图18的圈套组件的示意性侧视图;

[0039] 图28是具有插管缝线锚钉的根据本发明的圈套组件的透视图;

[0040] 图29是细丝和根据本发明的套管的一个实施例的示意图,细丝具有形成为半结附加拐的圈套,其具有由此延伸的第一和第二套索细丝延伸段,套管用虚线表示,覆盖第一和第二细丝延伸段的某一部分;

[0041] 图30和31是图29的细丝连续视图,其中自由细丝延伸段穿过套索形成系带套索,并且其中图31中示出了套管的末端部分;

[0042] 图32是用锚钉植入患者体内的图29的细丝和套管组合的示意性侧视图;

[0043] 图33是与根据本发明的某些实施例的套管相关的细丝延伸段的相对长度和位置的计算简图;

[0044] 图34-40是示出用根据本发明的套管和细丝圈套组件的另一个实施例捕获并拉紧组织的示意性侧视图;

[0045] 图41是根据本发明的又一个套管和细丝圈套组件的示意性侧视图;

[0046] 图42-46是用图41的组件捕获并拉紧组织的示意性侧视图;

[0047] 图47-50是使用双合结的根据本发明实施例的另一个圈套组件的示意性侧视图,其中图48A示出了替代性的固定长度套环;

[0048] 图51是两个缝线穿引器的示意性俯视图,其中左侧穿引器斜着放置在右侧穿引器上,准备进行缠绕;

[0049] 图52示出了图51的缝线穿引器,其中左侧穿引器的远端已经在右侧穿引器下面继而上面成圈,以形成简单的半结;

[0050] 图53是根据本发明的改进的穿线工具的示意性俯视图,其中图52的缝线穿引器用固定阻挡件保持在通道内;

[0051] 图53A是沿着图53的线53A-53A截取的侧视截面图;

[0052] 图54是具有活动阻挡件的替代性穿线工具的示意性侧视图;以及

[0053] 图55-57是具有不同固定阻挡件构型的根据本发明实施例的另一个穿线工具的示意性俯视图。

具体实施方式

[0054] 本发明可通过外科手术细丝圈套组件来实现,所述外科手术细丝圈套组件包括能够固定于骨骼中并具有细丝接合特征的锚钉。第一细丝具有在至少第一延伸段的第一近端部分上的套索或能够形成套索的套环,并具有直接或间接连接(包括可滑动地或固定地连接到锚钉的细丝接合特征上的第二部分。套索(如一个或多个半结、双合结或绞刑式套索)能够接纳自由细丝延伸段的至少一个末端或另一条细丝的一部分。当对套索、自由细丝延伸段、和/或另一条细丝施加张力时,套索会勒住自由细丝延伸段或另一条细丝。

[0055] 在某些优选结构中,至少第一自由细丝延伸段(在一些结构中是一段第一细丝,而在其他结构中,为一段第二细丝)穿过要修复的组织,并有至少一端可穿过套索以在锚钉固定在骨骼中之后能够逐渐拉紧组织。本发明涉及下文从图29开始描述的一种或多种改进。

[0056] 图1的外科手术细丝圈套组件10具有锚钉12和第一细丝14。在该结构中,锚钉12通过在其远端20的狭窄开口18限定内部通道16,所述狭窄开口是细丝接合特征。诸如外部棱纹或螺纹之类的至少一个骨接合特征22布置在远端20和近端24之间的锚钉12的外表面上。

[0057] 第一细丝14具有在其近端的套索30和在细丝的柱或茎15的远端的固定结32,所述固定结与狭窄开口18相互作用以将细丝14夹持在固定、永久附着的位置。这种构造可称作与细丝接合特征18连接的第一细丝14,其包括穿过细丝接合特征18的部分(phrase)。诸如桑葚结的许多常规结可用作固定结32,前提是结32足够大以防在加于套索30的临床所需拉力作用下穿过。以下描述多个其他类型的细丝接合结构。茎15保持得足够短,即使套索如下所述被拉扁后,也将套索30保持为靠近锚钉12。

[0058] 公知的套索结33示于图1A中,其中第一细丝14a具有在其近端的绞索式套索30a和在茎15a的远端的固定结32a。套索30a具有滑动套索结33,并限定开口34。通过在细丝14a的近端形成扁平的“S”或“Z”形来系成套索结33,从而形成用作套索开口的大的近端套环和与大套环隔离开的小套环。双细丝延伸段被末端(也被称作工作端)缠绕。在通常四至八圈缠绕后,所述末端被塞入小套环并通过拉动合拢于小套环的大套环的任一延伸段捕获。

[0059] 图1B示出了第一细丝14b的替代形式的更简单的套索,其具有半结35(也被称作简单结或反手结),所述半结系缚成在细丝延伸段36和38的中间形成套索30b。通过半结35的套环形成多个开口,如以下更详细描述,尽管在图1B中,中央开口37被示出为大的单个开口。第一细丝延伸段36和38绕半结35折叠,以形成双茎布置,并且第一细丝延伸段36和38的远端在穿过锚钉上的合适细丝接合特征之后在结32b中连接。

[0060] 在本文中将套索效率定义为基于施加到套索上的每单位拉力的勒力强度,所述拉力通过拉动系缚有套索或以另一种方式带有套索的细丝来实现,或通过拉动穿过套索的一条或多条股线或细丝的延伸段产生。在套索结中具有低内摩擦的套索将趋于具有更高的套

索效率。

[0061] 用于将锚钉12插入在骨骼中钻的孔中的一种器械示于图2中。打入器40具有可拆卸地插入到通道16中的远端42。打入器40以具有腔44的管插入这种结构中,带有穿过套索30的可选穿线细丝46。使用穿引细丝是选择性的,但是当套索30与细丝接合特征18仅相隔很短的距离时,换句话说,当套索30被初始布置为靠近锚钉12或在锚钉内时,使用穿引细丝可能是理想的。

[0062] 在根据本发明的一个手术中,锚钉12如图3所示固定在骨骼B中,在打入器40被取下后,锚钉位于与要修复的组织T相距所需距离的孔50中。套索30位于初始开口构造中。穿引细丝46具有足够的长度,以在第一延伸段上具有穿引细丝套环52,并且在第二延伸段54上具有可抓握部分,在穿引细丝46的中部与套索30可滑动地相连的同时,第二延伸段54在皮肤S上方朝近端延伸。

[0063] 继续参照该示例性手术,在图4中,第二细丝60利用缝线穿过器械、针或外科医生选择的其他组织穿刺技术穿过组织T。两个自由细丝延伸段62和64通常在皮肤S之上或至少在连接空间之外被带到一起,并穿过穿引细丝套环52,见图5。穿引细丝延伸段54随后被拉动,以将两个细丝延伸段62和64穿过套索30,如图6所示,同时套索30位于初始开口构造中。作为另外一种选择,自由细丝延伸段62和64直接穿过套索30,而不利用穿引细丝。

[0064] 当具有高套索效率时,轻拉就足以将套索30在细丝延伸段62和64上拉扁,如图7所示,以在外科手术细丝圈套组件10上提供初始拉伸。一般来说,当一个或多个自由细丝延伸段不利用穿引细丝而直接穿过套索30时,或者利用以下图13-14B所示的管或穿线器装置穿过时,可获得更高的套索效率。

[0065] 在自由细丝延伸段62和64(见图7)的初始拉伸或预拉伸之后,张力在延伸段62和64上释放,由外科医生在皮肤S上方的延伸段62和64上系出可滑动止挡结70(见图8)。用于止挡结70a的一个结构的放大示图(图8A)示出了具有多一拐或一圈的半结,也被称作双反手结。诸如单个半结或反手结的简单结在一些情况下可能已足够。具有更高负载能力的其他合适的更稳固的外科手术可滑动结包括在关节镜式结系缚方法手册(2005)中描述的Tennessee滑结以及在美国专利No.6,767,037中Wenstrom, Jr的可滑可锁结。作为另外一种选择,在并不严格要求总体轮廓,尤其远离关节或其他关节连接表面的情况下,可利用机械锁定机构。

[0066] 止挡结70通过利用结推进器前进直至其接触套索30为止,见图9。在组织T和锚钉12之间产生的张力单独或与作用于细丝延伸段62或64之一上的拉力一起使得套索30进一步拉扁(图10),并勒住细丝。止挡结上所有的组织产生的张力被传递到套索30上并且细丝延伸段62、64被防止滑入套索结中,止挡结70从而增强了勒紧作用。因此,形成自系紧机构,其阻止细丝的松散。通过将止挡结再向前推进或拉动细丝延伸段62、64之一,在类似于棘轮的作用方式下张力可被逐步增大。

[0067] 一旦达到满意的组织张力,则可将一个或多个半结添加到止挡结70上,以增强止挡结的负载能力,并降低在不利条件下松散的风险。作为对照,常规滑结通常通过设置在交错的柱上的至少两三个反向半结来加强。由于本发明的自系紧效应,达到或超过与常规结系统相当的负载性能,止挡结70需要较少的全结(overall hitch)或其他结。因此,本发明实现了以更小的总体结轮廓来应对给定负载。延伸段62、64根据需要剪除。止挡结还使得细

丝端头随时间推移而出现的磨散最少。

[0068] 细丝14和60的优选材料包括各种外科手术缝线,通常为0至5号缝线,例如购自DePuy Mitek的Orthocord™缝线以及购自Ethicon的Ethibond™缝线。Orthocord™缝线包含接近百分之五十五至六十五的PDS™聚对二氧环己酮,它是生物可吸收的,并且剩余的百分比含量为超高分子量聚乙烯,而Ethibond™缝线主要是高强度聚酯。在第一或第二细丝中使用的生物可吸收材料的量和类型(如果有的话),主要取决于外科医生针对要进行的外科手术的选择。

[0069] 尽管第一套索细丝14和第二组织细丝60都可使用同一类甚至同样的缝线,但是其表面具有较低摩擦特性的缝线可被一些外科医生优选用作第二细丝60。较低摩擦特性可通过更大的直径、更软的组分、更软的编织、打辫或股线形式或这些特征的组合来实现。本文所用的术语“编织”包括“打辫”和其他复丝样式。

[0070] 以上图1-图6中示出的套索被描述为具有单个开口,一个或多个自由细丝延伸段穿过所述开口。简单半结或反手型“扭曲”状结示于图11中,作为套索30c,其具有多个可用的开口80、82和84。侧开口80和84在第一细丝延伸段36c、38c上通过半结的次要套环81和83形成,而中间开口82通过主要套环形成。自由细丝延伸段62c和64c示于图12中,它们分别延伸穿过侧开口80和中间开口82,然而其他的排列、组合(例如利用侧开口80和84或中间开口82和侧开口84)也是有效的。利用套索结的不同区域或部位可显著增大有效的勒紧作用和对自由细丝延伸段的抓握。期望的是,利用套索结中的多个开口也最小化了负荷承载能力对细丝柔顺特性的依赖。简单的单个半结止挡结70c也示于图12中。

[0071] 虽然两个或更多个穿引细丝或外科医生的小心的、可能单调的操作可被用于实现图12所示的构造,但是避免非故意造成的套索拉扁的替代形式的技术示于图13中。管90和92具有适于滑入由套环81和83形成的侧开口中的外径。细丝延伸段36、38c被示为与锚钉12c接合。管90和92分别限定通道94和96,自由细丝延伸段62c和64c穿过所述通道94和96。管90和92随后从套索30c上脱离,并沿着细丝延伸段62c和64c拉动直至它们能够合适地取出和丢弃。

[0072] 图14A的双筒穿线器装置100具有两个穿线管102、104,其通过手柄106连在一起,并提供了更容易的方法。在一个结构中,装置100被利用聚合物材料模制成整体单元。管102、104各自具有在两端具有开口的内腔108、110(在本文中也称为通道)以及狭槽112、114,所述狭槽也穿过管102、104的整个长度。在使用中,管102、104被布置穿过图14B的由第一细丝延伸段36d、38d形成的环81d、83d,并且自由细丝延伸段62d、64d插入并穿过腔108、110。然后,延伸段62d、64d被简单地通过槽112、114拉出,以将完全穿过的细丝从装置100取出。根据需要,可形成和使用一个或多个这种附加的管。另外,管102、104在横截面上看可形成为“C”或“U”形,这样可获得比图示更宽的槽。

[0073] 存在根据本发明的圈套组件的多个其他构造,其具有一个或多个使得套索可根据需要朝锚钉退缩成为可能的可调节长度的套索支持茎或延伸段。这些构造提供对最终细丝位置和张力的附加层面的控制。图15的圈套组件120具有形成在第一细丝122的一端的套索124,其中茎段126伸进锚钉130以穿过棘轮状单向闸或夹持机构132。细丝122的其余部分用作延伸段128,也称作茎尾。单向机构的一些示例通过Goble等人在美国专利No.5,702,397中公开,例如,该机构让细丝仅沿一个方向移动。

[0074] 如图15所示,锚钉130固定在骨骼B中。第二细丝134穿过组织T,并且其自由延伸段136和138穿过套索124,自由延伸段一开始位于周围组织T的连接空间之外。同样位于所述连接空间之外的延伸段128被拉动以将套索124朝着机构132退缩。通常,套索124被拉扁,延伸段128被剪除,然后利用与以上图7-图10示出的相似的工序。

[0075] 图16的圈套组件140具有第一细丝140,第一细丝具有通过延伸到锚钉150中的两个茎延伸段146和148系成的套索144。在该结构中,锚钉柱152用作将细丝140可滑动地附连在锚钉150上的细丝接合特征。细丝茎尾延伸段154、156延伸到连接空间之外,与套索144一起形成初始构造。第二细丝160穿过组织T,然后自由延伸段162、164穿过在连接空间之外的套索144。

[0076] 在图16A所示的工序中,第一细丝142的延伸段154和156也穿过套索144,然后被拉动,然后将套索144围绕所有四个延伸段154、156、162和164拉扁,并将套索144朝着细丝接合柱152退缩。一个或多个滑结系在茎尾的延伸段对154、156上,以调节套索144接近锚钉150的程度,然后在自由延伸段162、164上系缚简单结,以调节组织T上的最终张力,但是在本发明的范围内可采用上述方式的其他组合与排列。通常,滑结通过一个或多个半结结束,以“系紧”或完成固定。

[0077] 图17所示的圈套组件170中,单根细丝172既用来将套索174固定到锚钉180,又用来拉紧组织T。当锚钉180固定在骨骼B中时,茎延伸段176、178穿进锚钉12并且可滑动地绕过细丝接合柱182,作为尾延伸段184、186从锚钉180中伸出,所述尾延伸段184、186一开始与套索174一起保持在连接空间之外。在一些结构中,锚钉柱182是金属圈或滑轮销。自由尾延伸段184、186在相同或不同的位置或部位穿过组织T,然后穿过套索174。将轻的拉力加到尾延伸段184、186之一或优选地加到二者上,套索174被拉扁并被拉入连接空间中。在尾延伸段184、186之间系上简单止挡结,并在将延伸段184、186拉紧的同时压向套索174,以对组织T施加所需量的张力。通过在套索174处对着止挡结设置一个或多个半结,完成固定。

[0078] 图18的圈套组件190与图15的圈套组件120功能相似,不同之处在于不用单向闸或夹持机构实现类似棘轮的套索缩进。图18的细丝192具有套索194,止挡结196位于其终端,以防止拉动穿过并抵抗磨散。滑结198使得当柱延伸段206被拉动时使具有套环延伸段202和204的套环200朝着锚钉205缩短。套环200绕过锚鞍或柱207。参照图21-27更详细地描述所述和其他可调套环、滑结的构造。

[0079] 图19的圈套组件310包括具有套索304和套环306的第一细丝302,其长度固定,细丝302的总长度以套索304被完全拉扁为准。第二细丝316具有终端318、保持在锚钉312远端的滑结322、柱延伸段320和通过延伸段326、328形成的可调套环324。以下参照图28更详细地描述该构造。

[0080] 虽然本文已经关于固定穿过组织T中的单个位置或部位的一个或多个细丝延伸段描述了多个实施例,但是这并不限制本发明。图20的圈套组件210具有第一细丝211,第一细丝具有套索212,第二和第三细丝222和224的自由延伸段214、216和218、220分别穿过所述套索。套索212通过茎213与锚钉215接合。细丝222和224分别穿过组织部位R1和R2。因此利用根据本发明的单个圈套组件可将组织的多个部位和可能的多种类型的缝线或其他细丝加以固定。

[0081] 图18的圈套组件190的细丝192的一种布置,示于表示圈套组件190a的图21中。仅

通过在细丝192a的区域230中形成开口232并将细丝192a穿过开口形成套索194a。套环200a和滑结198a随后形成在柱延伸段206a上。在该布置中,例如通过拉动柱延伸段206a施加到茎234上的任何张力不仅拉扁套索194a以勒住穿过套索194a的物体,而且也绑住穿过开口232的细丝192a的一部分。在其他布置中,半结或其他简单结系缚在细丝区域230中,并且细丝192a随后成圈地穿过所述简单结。诸如简单半结的止挡结196a将防止终端被磨损或散开,尤其当诸如Orthocord™缝线的编织细丝用作细丝192a时。

[0082] 利用缝线作为细丝192的用于制造图18的圈套组件190的步骤的示例如下。系上止挡结196并剪除终端的末尾。使缝线成环并在非常靠近止挡结196的位置将缝线从该环中穿过,以实现图21所示的套索布置,或者在非常靠近止挡结的位置系第二半结,并将缝线穿过所述半结以形成图18的套索194。细的心轴或其他物体例如销可设置成穿过套索194,以保持其开放。滑结198(如帆脚索半结式结)系缚在非常靠近套索194的位置,并且缝线布置为与锚钉205的特征207滑动接合。滑结198随后按需要整理或最终确定。

[0083] 传统上,肩袖侧列固定涉及从内侧锚钉拉缝线桥。通过在所述侧列处用带结或无结锚钉固定缝线。锚钉被拉出时,未穿线的锚钉比穿线的锚钉更难以拉出,并且不论锚钉类型如何,在许多传统手术中在相对低的负载下会发生缝线滑动。

[0084] 用于利用图18的圈套组件进行肩袖双列修复的当前优选的技术示于图22-27中。图22的内侧列锚钉240示出为已经埋入骨骼B中,肩袖组织T通过缝线242固定在所述内侧列中。优选地,利用穿线锚钉作为锚钉240,并可以是与锚钉205相同类型的锚钉。自由缝线延伸段244和246被拉出连接空间之外,图22中示出为延伸到皮肤S外。图23的穿线锚钉205随后布置在独立于所述内侧列固定的孔H中作为内侧列锚钉。在这个阶段,可拉扁套环200足够长以使得滑结198和套索环194能够延伸到连接空间之外。

[0085] 来自内侧列的缝线延伸段244、246随后优选利用上述的穿线器装置之一穿过图24的套索194。缝线延伸段244、246上的任何拉力会拉扁它们周围的套索194。穿线管的尺寸被选择为可限制套索194从滑结198中移出。参照图25,随后沿着通过箭头250指示的近侧方向拉紧柱延伸段206,以将滑结198缩进到锚钉205内或锚钉205附近的位置,并对缝线桥258设置初始张力。

[0086] 随后在缝线延伸段244、246之间系缚如半结这样的简单结,并对着套索194作为滑结260下推,见图26,同时延伸段244和246被拉动以进一步根据需要拉紧缝线桥258。参照图27,在缝线桥258已经被合适地张紧之后,随着添加第二或更多半结262,以永久性地锁定该修复,并且缝线延伸段244和246的端部被剪除。根据以上参照图20的描述,因为单个套索可应付多对缝线,所以可根据需要从多个内侧锚钉固定额外的缝线桥。

[0087] 图28的可调节缝线圈套组件310具有缝线锚钉312和第一材料302的封闭的固定长度的套环306,其一端系有套索304。在该结构中示出了半结“扭曲”状结305;具有一体的固定套环的另一种结构公开于美国专利申请No. 12/977,146(Hernandez等人)中,该专利以引用方式并入本文中。套环306被第二细丝316捕获即被连接到第二细丝316,第二细丝具有终端318、柱延伸段320、滑动帆脚索半结式结322以及具有套环延伸段326和328的可调套环324。第二细丝316可被认为是锚钉12的可调节细丝接合特征的一部分,因为细丝316将套索304连接到锚钉12。在一个结构中,缝线锚钉312类似于Cauldwell等人在美国专利申请公布No. 2008/0147063中公开的插管缝线锚钉,该申请以引用方式并入本文。但是,在利用根据

本发明的该滑结构造的锚钉系统中,不一定需要柱状缝线接合构件或其他堵塞件,一个或多个缝线或缝线延伸段穿过所述柱状缝线接合构件或其他堵塞件以用作对朝近端运动的限制;在许多结构中,狭窄开口346足以防止结322的抽回。

[0088] 缝线锚钉312具有近端330和远端332,相对的远端臂334和336在它们之间限定切口338。通道340是从近端330延伸至远端切口338的内腔。虽然结322在图28中为了举例说明被示为延伸到切口338之外,但是在圈套组件310插入到患者体内的过程中,结322优选相对于臂334和336之间的狭窄开口346密封,或者以其他方式通过洞或其他特征保持在远端332,以最小化结322对骨骼接合特征342或锚钉312的其他外表面以及固定有缝线锚钉312的骨骼的干扰。

[0089] 诸如图28所示的螺纹的一个或多个骨骼接合特征342,或诸如齿、脊或其他突起的其他特征形成在锚钉312的外部,以增强在骨骼中的固定。螺纹是理想的特征,例如得自DePuy Mitek Inc.的Healix™锚钉上的螺纹。在其他结构中,缝线锚钉旋转以通过其近端拧入骨骼,从而最小化抽出的力。在许多结构中,在锚钉插入前在骨骼中形成孔;在其他结构中,缝线锚钉被直接插入骨骼。此外,可在缝线锚钉的外部形成一个或多个通道或其他沟道,诸如在图28中以虚线示出的穿过骨骼接合特征342的沟道344。

[0090] 终端318是被保持为足以靠在至少一个骨骼接合特征342外部的长度以在插入过程中被与骨骼相抵地被截获,还是剪除至较短长度是外科医生的喜好问题。此外,当锚钉312固定在骨骼中时,如受限开口这样的限制可通过与骨骼的接合至少部分地确定,从而当拉力施加到柱延伸段320上时防止结322与柱延伸段320一起移动。

[0091] 可提供一个或多个这种远端延伸部分或其他突出部分,在一些结构上与上面提到的Cauldwell等人的相似,或与Lizardi的美国专利No.7,381,213相似,所述专利以引用方式并入本文。在另一结构中,在锚钉的远端提供筒形或其他圆周形腔、杯或埋头孔特征,以在插入和固定过程中安置结322。

[0092] 在一些结构中,将可滑动结322描述为帆脚索半结式结,但是在阅览本发明之后,其他合适的结对于缝线系缚领域的普通技术人员将是容易理解的。如本文所用,术语“可滑动”旨在涵盖可滑可锁结和可滑动结,诸如在可从DePuy Mitek获得的关节镜式结系缚方法手册(2005)中描述的那些,以及Wenstrom, Jr.在美国专利No.6,767,037中的所述可滑可锁结。

[0093] 图29-50示出了根据本发明的几种改进。图29的细丝400具有套索402以及套索延伸段404和406。套索402限定由半结加一个附加的穿过中心开口408的延伸段406的拐形成的中心开口408以及次级开口410和412。以虚线示出了在某些结构中封装延伸段404和406的某一部分的柔性套管414,如下文所详述。

[0094] 图30-31示出了具有开口422的系带套索420的形成,也称为改进的系带套索结构。细丝400的自由细丝延伸段424和426的末端如图30中的箭头427和429所示穿过中心开口408,从开口中拉出套索延伸段424和426。然后如图31所示拉紧套索402,以形成系带套索420的滑结。作为另外一种选择,如果不用图29的套管414或图31的套管414a,或如果在穿过要拉紧的组织后移除此类套管,那么自由延伸段424、426中的一者或两者可以穿过开口410、412中的一者或两者。下面结合图34-40描述使用改进的系带套索420的一种技术。

[0095] 图32中示出了穿过皮肤S放入患者骨骼B中之后的具有图29的套索402的细丝400,

其与锚钉430可滑动地连接,形成圈套组件432。套管414设置在第一和第二自由延伸段424、426的整个部分上并封装它们,向下基本上到达但没有进入该结构中的锚钉430中。

[0096] 这是通过将至少自由细丝延伸段连接在一起改进缝线操作并减小尤其是穿过套管时缝线缠结或被器械损坏的可能性而对本发明的具体实现。例如,外科医生或其他使用者只需抓住一个套管414并将其穿过套索402,从而操纵作为一体的自由细丝延伸段424、426。用一个或多个套管上的可感知指示物(如不同的标记、颜色、直径、编织或设计样式,或其他可触知或可见的标记)可以提供另外的便利,尤其是使用多个组织附加装置或锚钉时,如上文与图20相关的描述。优选的是,在操纵细丝之后移除并丢弃套管,如下文所述,这样可感知指示物就不需要满足长期植入的要求。

[0097] 图33示出了用于计算根据本发明的圈套组件500的细丝501和套管508的相关长度的一种技术。第一因子是用箭头502表示的基本上塌缩或缩小状态的套索504与套索延伸段503和505上的套管508的远端506之间的距离。一个目的是在拉紧组织后可从套管外接触远端506,使得可以用结推进器或抓紧器缠住或阻挡远端506,以便于移除套管508,如下文对另一个套管所详述。用于臀部和肩部手术的典型套管长度在四至六英寸之间,而且套管通常放置在距离骨骼大约二分之一英寸处。计算中包括锚钉510的长度。

[0098] 对于植入患者体内之前的一些构造而言,套管508的总长度为二十五英寸,其中七又二分之一英寸如箭头512所示从锚钉510的细丝接合特征朝套索504延伸,十七又二分之一英寸如箭头514所示在自由细丝延伸段513和515上延伸并超出它们到达套管508的近端516。在一种构造中,细丝501具有三十六英寸的总长度,或十八英寸的折叠长度,其中十六又二分之一英寸如箭头520所示从套索504延伸至锚钉510,一又二分之一英寸如箭头522所示作为自由延伸段513和515。在另一种构造中,其中细丝501具有六十六英寸的总长度和三十三英寸的折叠长度,自由细丝延伸段513、515如虚线箭头524所示延伸十六又二分之一英寸。在任一构造中,可以将标记设置在将要形成套索504的细丝套索延伸段503、505上距离中心或中间九英寸的位置,以在制备用于植入的圈套组件500期间如箭头502和512所示清楚地指示细丝501上的套管508的远端506的正确位置。

[0099] 图34-40示出了另一个实施例的使用具有套管414a的图31的改进系带套索420的技术,用根据本发明的圈套组件530进行说明。在该构造中,用虚线示出的套管414a在细丝400a上滑动,然后穿过锚钉532,以覆盖全部自由延伸段424a、426a和套索延伸段404a、406a的至少一部分,当它们在锚钉532开始植入骨骼B期间(图34)从穿过皮肤S的插管(未示出)上方伸出时,优选地覆盖全部套索延伸段404a、406a,以有助于缝线操作和保护。

[0100] 套管414a的近端穿过组织T(图35),然后穿过系带套索420a(图36)。作为另外一种选择,可以在套管414a穿过套索420a后将其移除,以使得自由延伸段424a和426a可以直接穿过套索420a中的一个或多个开口。在图36的任一情况中,调整(即收缩)套索420a(图37),然后将其推进到组织T附近并拉紧(图38)。然后完全移除套管414a(图39),并根据标准工序将其丢弃。然后根据需要用一个或多个半结534完成组织修复(图40)。

[0101] 套管的材料包括编织缝线,如Ethibond™ 0号缝线或Orthocord™ 2号缝线,也称为Orthocord™#2缝线,它通常以60纬纱数/英寸的方式编织。用作套管时,优选采用大约30至40纬纱数/英寸的更松编织方式,更优选采用约36纬纱数/英寸。如果围绕芯形成套管材料,优选地将芯移除,以便于插入细丝延伸段,其自身可以由以60纬纱数/英寸方式编织的

典型缝线形成,如Orthocord™#0缝线或#2缝线。

[0102] 在根据本发明的又一个套管实施例中,自由细丝延伸段之一自身用作套管。对于图41中所示的构造,圈套组件540具有细丝542,它由通常以60纬纱数/英寸方式编织的Orthocord™#2缝线形成,其中套索544以及套索延伸段545和546绕过锚钉548的细丝接合特征550。套索延伸段545和546分别变成向近端延伸的自由细丝延伸段555和556。然而,在点558处,延伸段555的近端部分以每单位长度较少的纬纱数编织,优选地少10%以上,更优选地少至少25%,以用作延伸至其近端562的套管560。在该结构中,另一条自由细丝延伸段556穿过套管560,作为近端564伸出;在其他构造中,近端564全部位于套管560内。

[0103] 图42A-42D示出了用于构造圈套组件540的一种技术。图42A中示出了最初制造的具有套管560的细丝542,套管560是从点558开始并延伸至末端562、以每英寸较少纬纱数编织而成的一段缝线,在该构造中,优选地从标准60纬纱数/英寸减至36纬纱数/英寸。然后形成套索544(图42A),之后使细丝末端562、564穿过锚钉548,如图42C示意性所示。移除套管部分560内的芯元件之后,用针式插入装置将细丝末端564从套管560内穿过,以获得套管部分560中具有同轴细丝延伸段的圈套组件540(图42D)。当套管560的直径被插入装置扩大时,它的长度可能会减小。

[0104] 图43-45示出了使用圈套组件540的一个手术。将锚钉548插入骨骼B(图43),然后将同轴套管部分560穿过组织T(图44),然后穿过套索544(图45)。然后朝组织T收缩套索544(图46),从细丝542上割下套管560,然后如上文其他实施例所述将细丝542打结并切断,以完成组织T的固定。丢弃细丝542的多余部分,包括同轴套管部分560。

[0105] 图47-50示出了根据本发明的另一个实施例。圈套组件570的第一细丝具有优选地为连续的固定长度套环572,外科医生或其他使用者可以用它形成用作套索573(图48)的双合结,也称为捆吊结(Bale Sling Hitch),以便抓紧第二细丝574的一部分,如图49-50所示。

[0106] 第二细丝574(图47)具有可伸缩套环578,其具有滑结576(如滑动帆脚索半结式结)、拉紧延伸段或后延伸段580以及尾部或末端延伸段581。可伸缩套环578绕过骨骼锚钉590的细丝接合特征592,也称为鞍592。在一种构造中,在图47所示的条件下制造圈套组件570并向使用者提供已打结的滑结576。要使用圈套组件570,需在骨骼B中形成孔594,并将锚钉590插至图47所示的位置,然后将连续套环572穿过组织T。

[0107] 用双合结形成套索573后,将尾部580和滑结576穿过套索573(图49)。然后紧靠滑结576勒紧套索573。结推进器596(图50)有助于收缩套环578,以勒紧圈套组件570,从而对组织T施加张力。根据第一套环572的总长度,可以将它的一部分牵拉到锚钉590中。

[0108] 这样,当将滑结576已打结的圈套组件570提供给外科医生或其他使用者时,圈套组件570可用作根据本发明的不需要使用者在手术中操纵自由延伸段使其打结的预成形无结细丝系统的另一个实例。为根据本发明的圈套组件增加的有益效果包括:高强度和套环牢固,结的外形小,能够逐渐拉紧,以及易于与穿线锚钉一起使用,从而所提供的能够形成双合结的套环完全消除了对患者附近或体内打结的负担。

[0109] 换句话讲,优选地为连续固定长度缝线套环的第一细丝可滑动地连接到具有预成形滑结的第二细丝的可伸缩细丝套环上。在图48A所示的另一种构造中,在第一细丝601的一端处通过(例如)预先打一个第一单套结600形成固定长度套环572a,第一细丝601的另一

端通过(例如)第二较小的预先系好的单套结602形成的另一个较小套环603可滑动地连接到第二细丝574a上,其中可伸缩套环578a可以穿过套环603。将锚钉放入骨骼中之后,将具有绳圈575a的连续套环末端穿过组织。然后在连续套环572a上形成双合结,获得非常稳固的套索。

[0110] 可以用一个或多个工具帮助形成上文所述的结构,尤其是需要在穿过“扭曲”套索的不同套环的自由细丝延伸段上形成半结时,所谓“扭曲”套索,是指具有至少一个半结的套索,所述半结限定多个自由细丝延伸段穿过的套环。图51-57示出了改进的穿线工具和缝线穿引器,当将两个细丝末端拉过套索的套环时,它们可以自动形成简单的半结。

[0111] 图51中示出了斜放在缝线穿引器610上的缝线穿引器620。缝线穿引器610具有近端凸块或柄部612、由线材或其他挠性材料形成的轴614,以及远端616处的开口615。缝线穿引器620具有近端柄部622、柔性轴624和在远端626处的开口625。远端626在轴614下面围绕它形成环,从而形成简单半结630(图52)。

[0112] 图53中示出了用穿线工具700保持的缠绕的缝线穿引器610和620。工具700具有突出部702和704,在该构造中其为大致圆柱形的管,其远端类似于上文图14A-14B的管102和104。每个突出部702、704(图53-53A)由共同的柄部703支撑,并分别具有纵向槽706、708,以及狭槽710、712,它们有利于将细丝或穿引器(如缝线穿引器610、620)放入工具700,并有利于后续移除用穿引器牵拉到工具700中的细丝。工具700还可限定在突出部702和704的近端壁的凹口部分中形成的共用通道720,其与槽706和708互连。半结630(图52)位于通道720(图53)内,并用具有唇缘或悬垂部732的固定阻挡件730进一步保持,在该构造中阻挡件为倒“L”形。在该构造中,工具700还包括远端指状物740,其在穿线过程中充当一条或多条细丝的扣件或支柱,如将系带套环或其他套索保持在适当位置。

[0113] 在图54中以侧视图示出的另一种构造中,工具700a具有活动阻挡件730a,该活动阻挡件具有用穿过支柱734a下部的销轴740或其他类型的铰链(如活动铰链)可枢转地连接到柄部703a上的支柱734a。在该图中可以看到管状突出部702a。阻挡件730a具有由支柱734a支撑的唇缘732a。在一种构造中,使用者通过使阻挡件730a如箭头736所示朝向或远离柄部703a移动来操纵阻挡件730a以保持或释放缝线穿引器;图中用虚线示出了远离柄部703a移动后的打开位置的阻挡件730a。在另一种构造中,还用虚线示出了优选地朝柄部703a以一个方向偏置阻挡件730a的弹簧742。当使用者穿过装置拉动缝线时,一定量的力使阻挡件730a克服弹簧742的偏置力,并远离柄部703a移动,从而帮助释放打结的缝线。

[0114] 图55-57示出了根据本发明的具有相交槽的几个穿线工具的顶视图。V形工具800(图55)具有突出部802、804和远端指状物840,其中突出部802、804分别具有相交槽806和808。当向近端拉动缝线穿引器时,近端梯形阻挡件830将缝线穿引器保持在适当位置。突出部802、804的远端部分变为基本上彼此平行,以有助于从工具800中移除打好的结。

[0115] 工具900(图56)具有分别限定槽906和908的直的突出部902和弯曲突出部904。当以合适的角度向相应的缝线穿引器施加力时,阻挡件930在可以向近端拉动缝线的交叉点处形成近端拐角,这预计便于通过槽906、908移除缝线。

[0116] 工具1000(图57)为马蹄形,以减小穿过工具1000拉动缝线所需的力。指状物1040的位置稍低于槽1006、1008的远端开口,以最小化穿线过程的阻碍。

[0117] 本发明还可以表述为具有骨骼锚钉和第一细丝的外科手术细丝圈套组件,其中第

一细丝具有在至少第一延伸段的第一部分上由至少一个半结形成的套索,并具有连接到锚钉的细丝接合特征上的第二部分。套索能够接纳至少两个自由细丝延伸段并在对自由细丝延伸段和套索中的至少一者施加张力时勒住它们。优选的是,所述组件还包括具有至少两个突出部的穿线工具,所述突出部具有能够可拆卸地插入半结的不同套环中的远端。每个突出部限定一个能够接纳至少一个自由细丝延伸段的一部分以使其穿过半结的套环的通道,每个突出部还限定与通道连通以便于从工具上取出细丝延伸段的狭槽。在一些实施例中,每个狭槽具有与其相应的槽相同的宽度,在其他实施例中,具有与相应的槽不同的宽度,通常为较窄的宽度。

[0118] 在某些实施例中,突出部为用至少一个用于操纵管的柄部连接在一起的管。通道的近端由交叉口和共用通道之一连接,所述工具还包括作为交叉口和共用通道之一的近端部分的阻挡件。在一些实施例中,阻挡件可以移动,并可以包括使阻挡件朝交叉口或共用通道偏置的弹簧。

[0119] 在又一个实施例中,所述组件还包括至少两个缝线穿引器,所述缝线穿引器具有接合自由细丝延伸段的一部分的远端,并且在缝线穿引器的近端施加近端方向的力时,缝线穿引器能够拉动自由细丝延伸段穿过通道。优选的是,缝线穿引器的远端缠绕在至少一个半结中,以在牵拉它们穿过工具时,赋予自由细丝延伸段至少一个半结。选自锚钉、如本文所述的一种或多种细丝结构、穿线工具以及一个或多个缝线穿引器的不同组合也可以称为根据本发明的不同套件。

[0120] 因此,尽管已经示出、描述和指出了应用于其优选实施例的本发明的基本新颖特征,应该理解,在不脱离本发明的精神和范围的情况下,本领域技术人员可对所示装置及其操作进行形式和细节上的各种省略、替换和改变。例如,明确预期的是以基本上相同的方式执行基本上相同的功能以实现相同结果的那些元件和/或步骤的所有组合均在本发明的范围内。元件从一个描述的实施例替换到另一实施例也是完全可以预期和想到的。还应当理解,附图未必按比例绘制,它们本质上仅仅是概念上的。因此,只意图如所附权利要求书中的范围所指出的那样进行限制。

[0121] 本文引用的每一公布的专利、待审的专利申请、专利公开、期刊文章、书籍或任何其他参考文献均全文以引用方式并入。

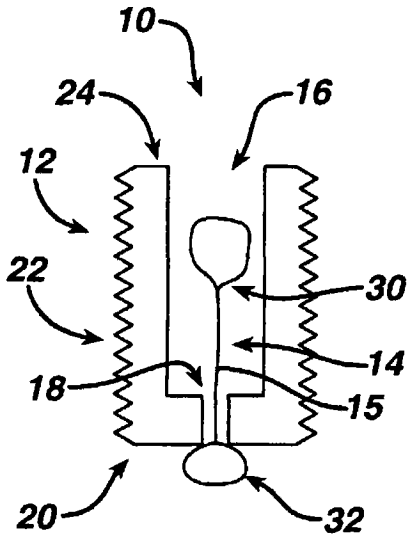


图1

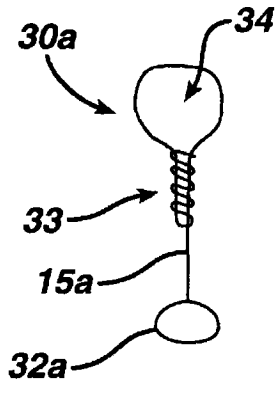


图1A

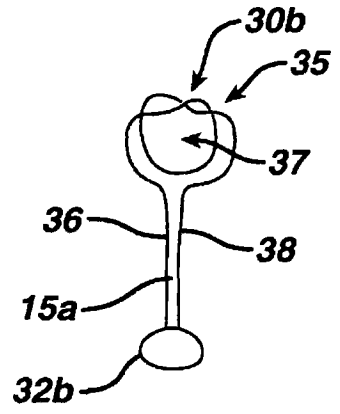


图1B

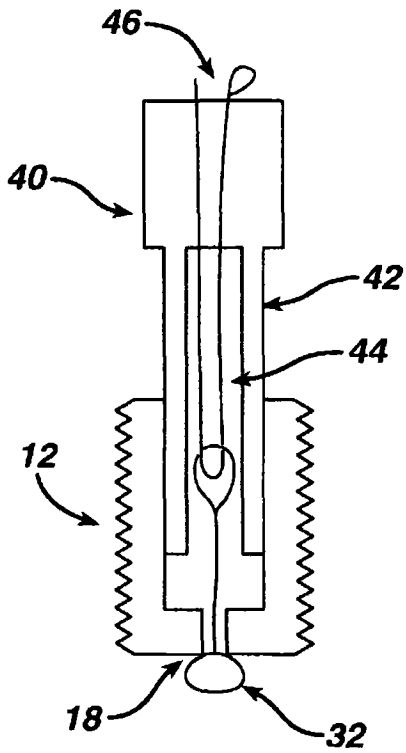


图2

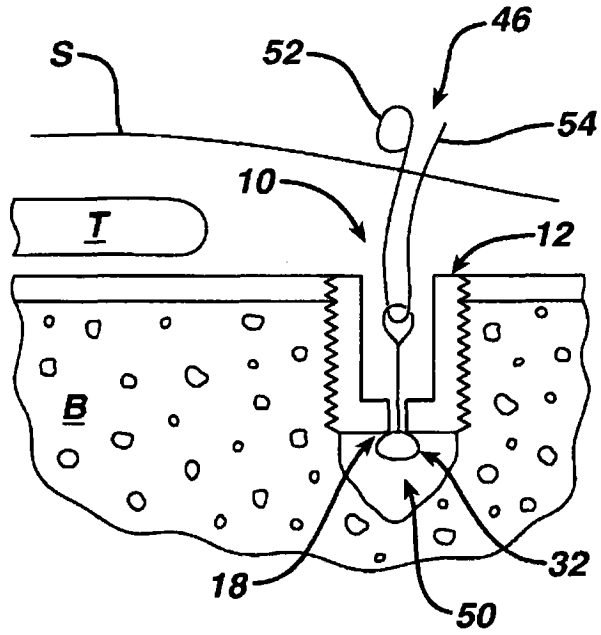


图3

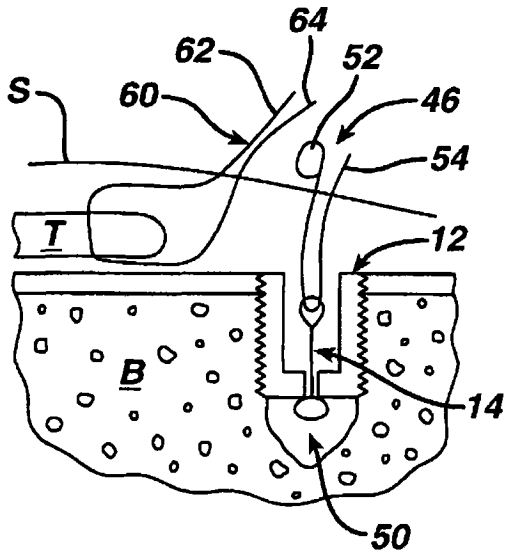


图4

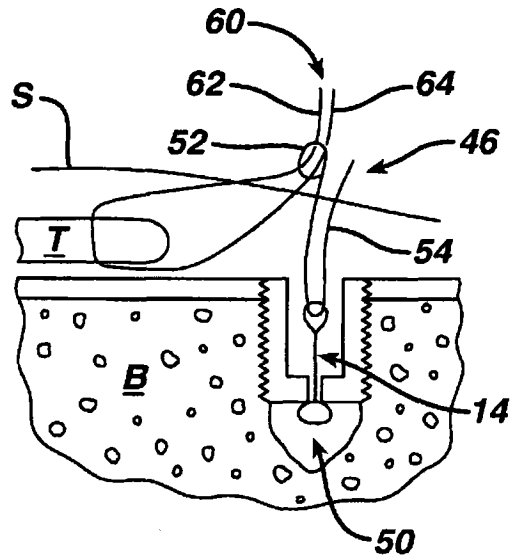


图5

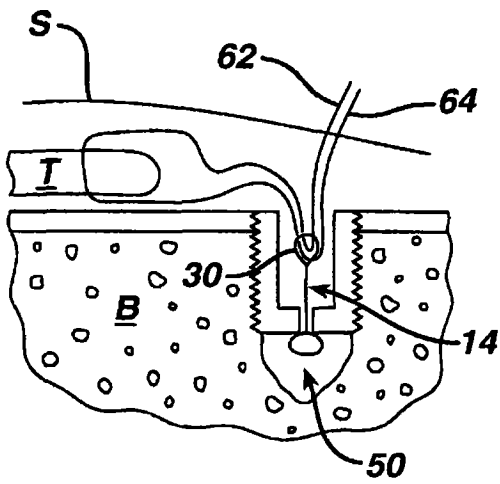


图6

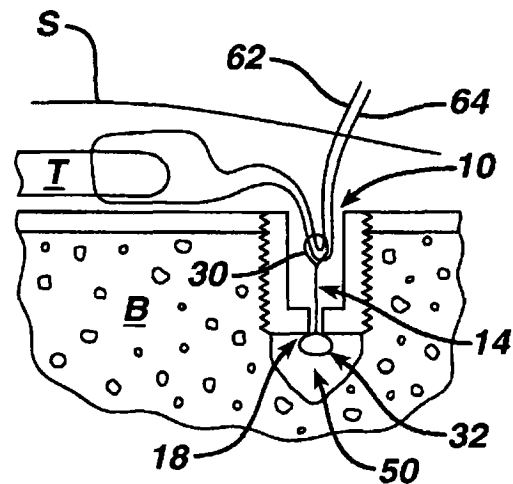


图7

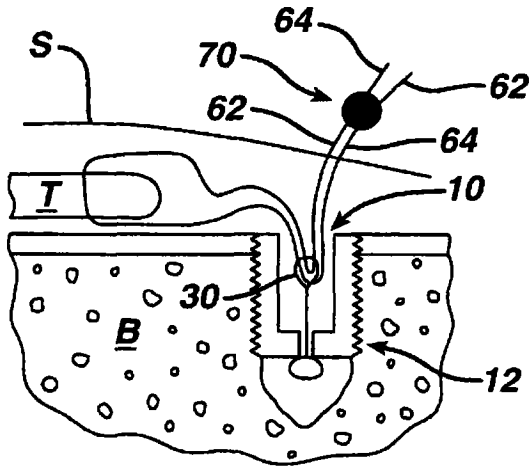


图8

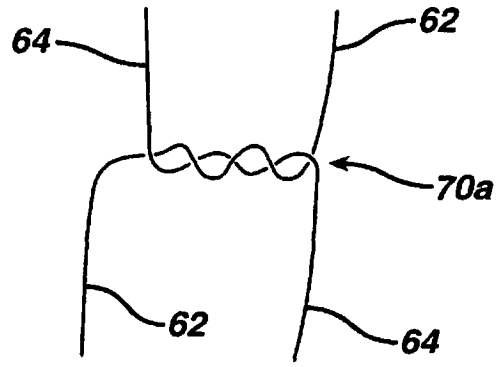


图8A

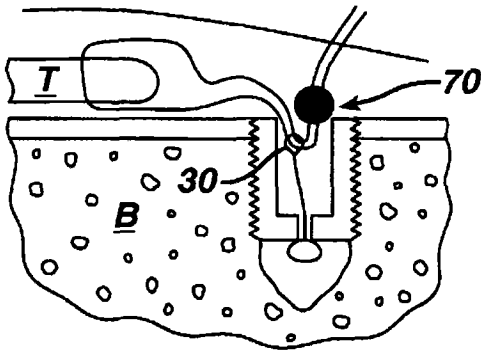


图9

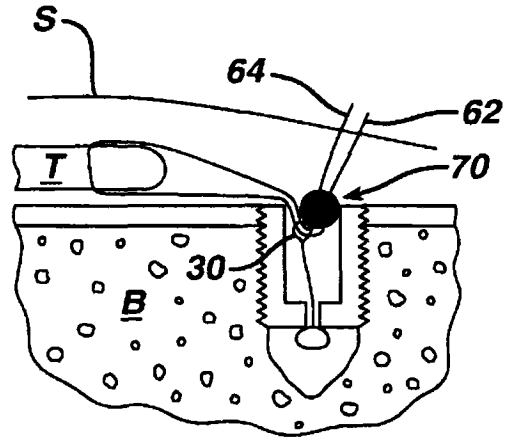


图10

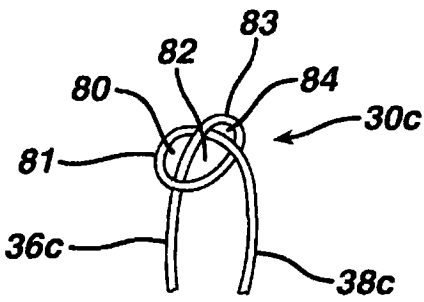


图11

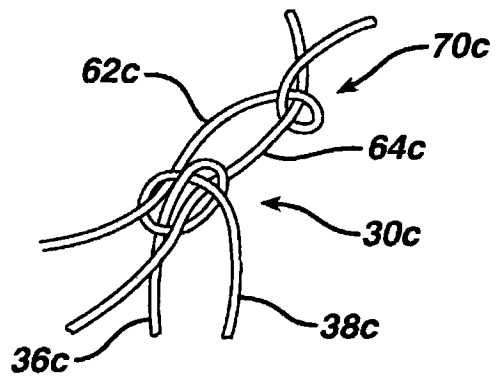


图12

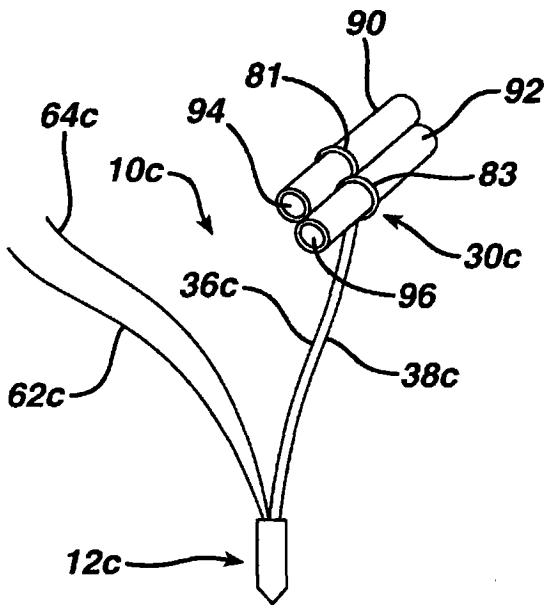


图13

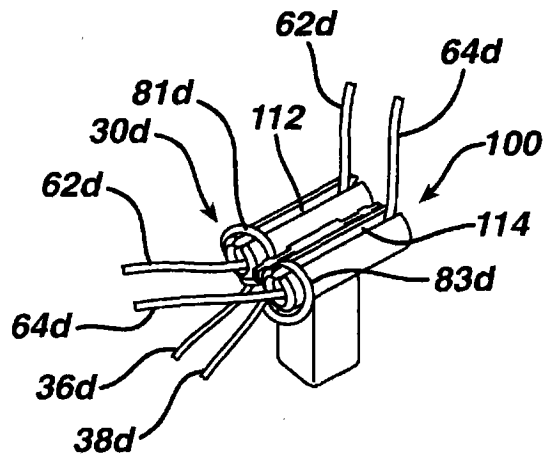


图14B

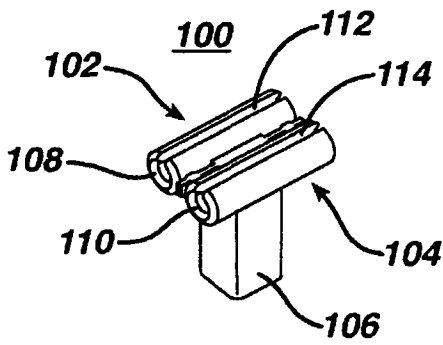


图14A

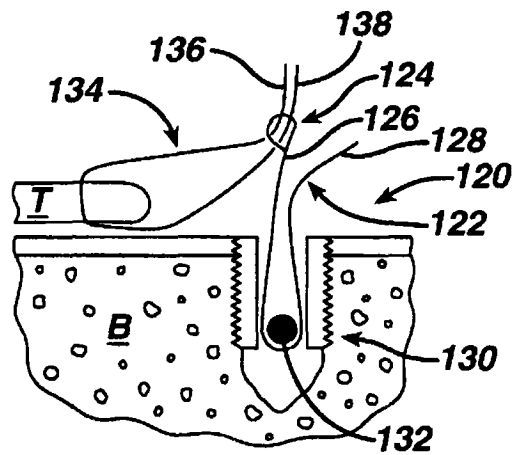


图15

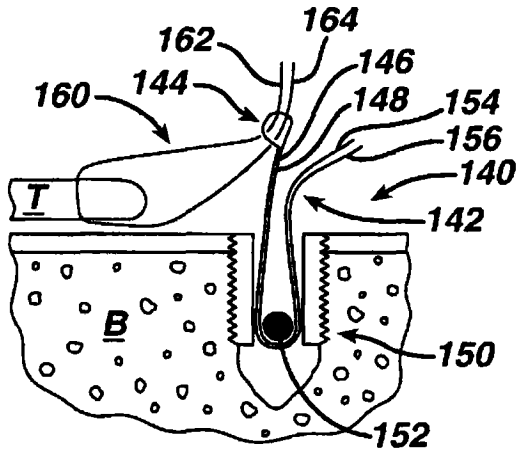


图16

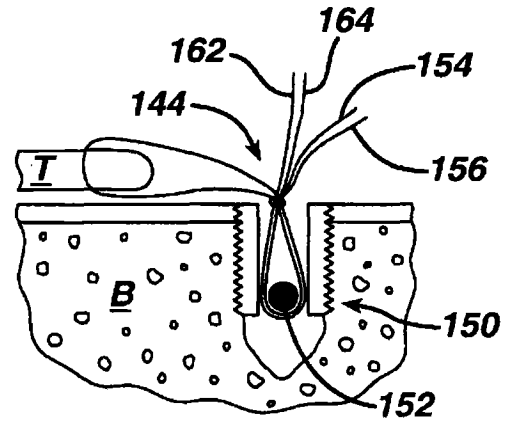


图16A

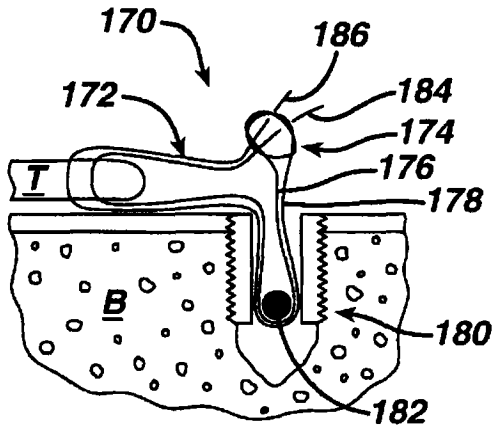


图17

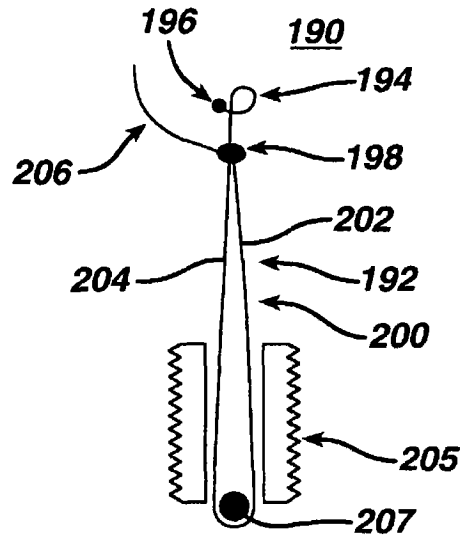


图18

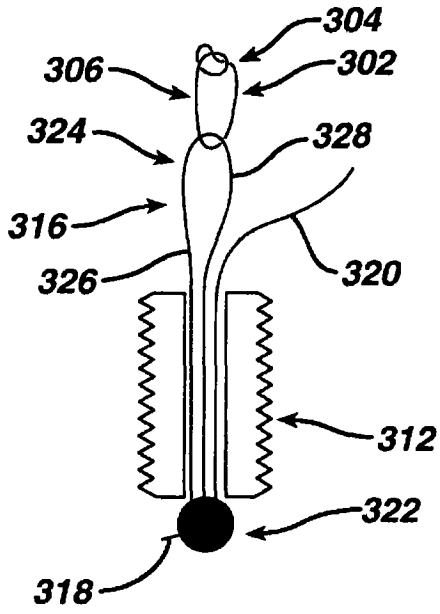


图19

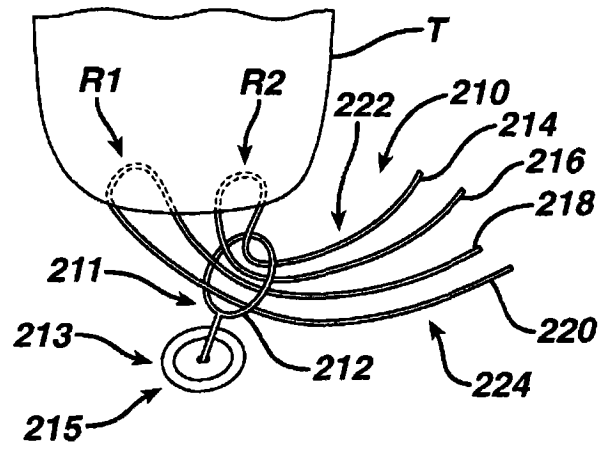


图20

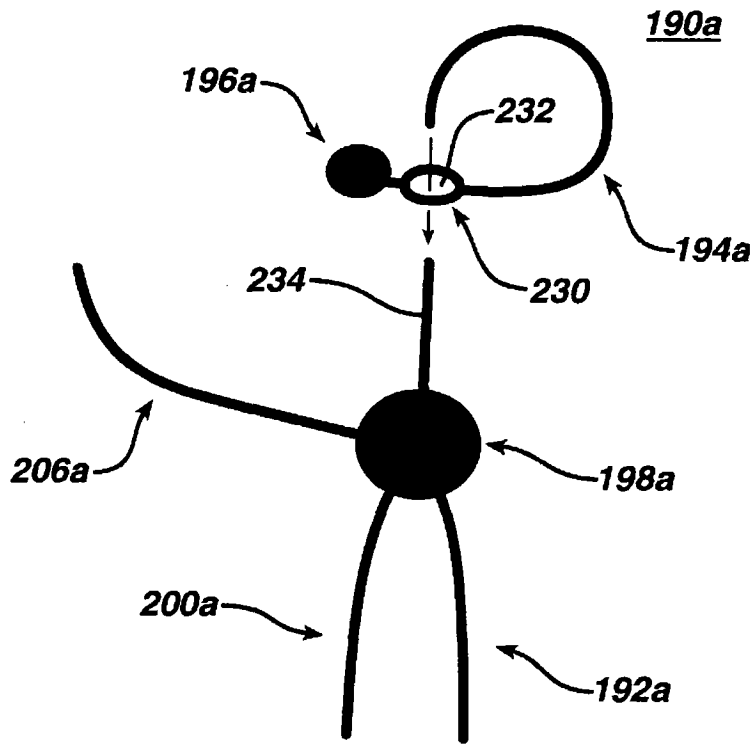


图21

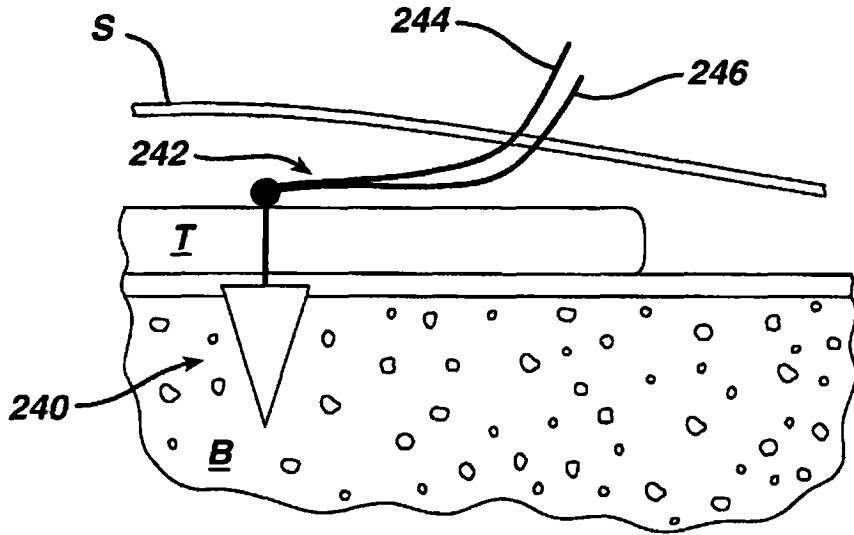


图22

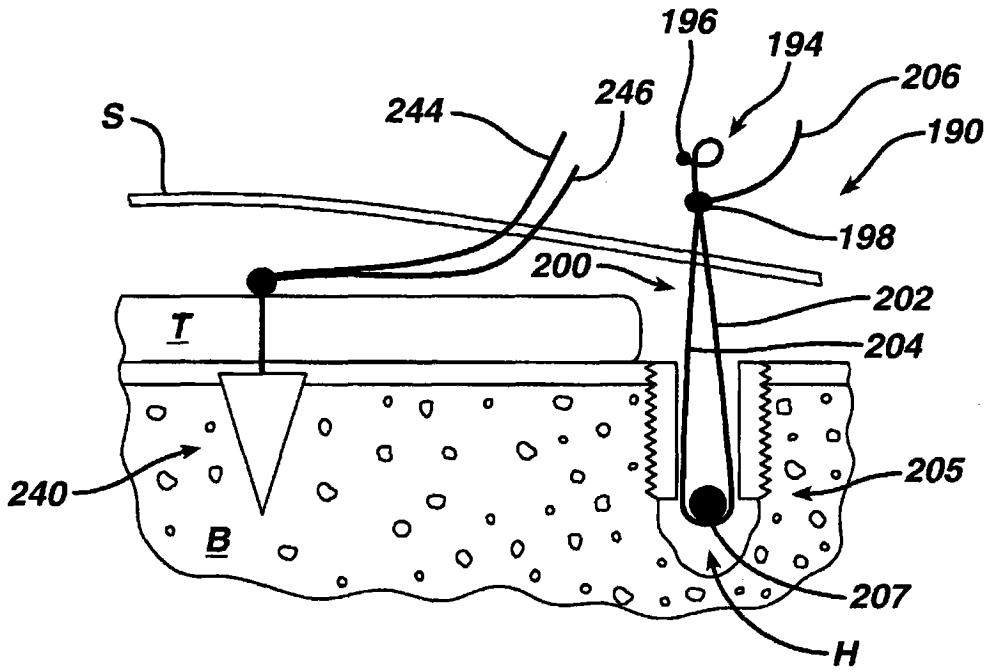


图23

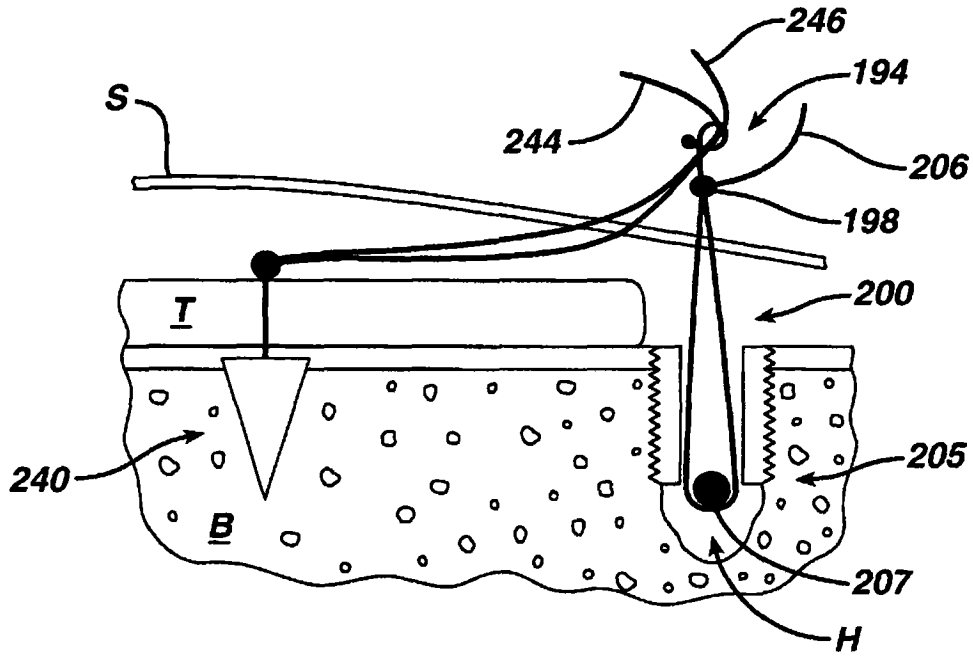


图24

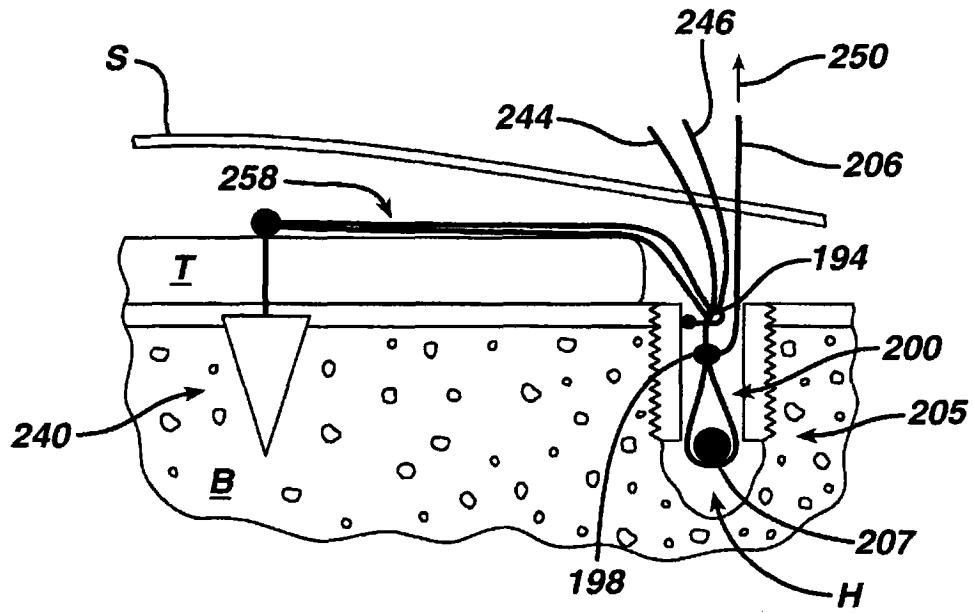


图25

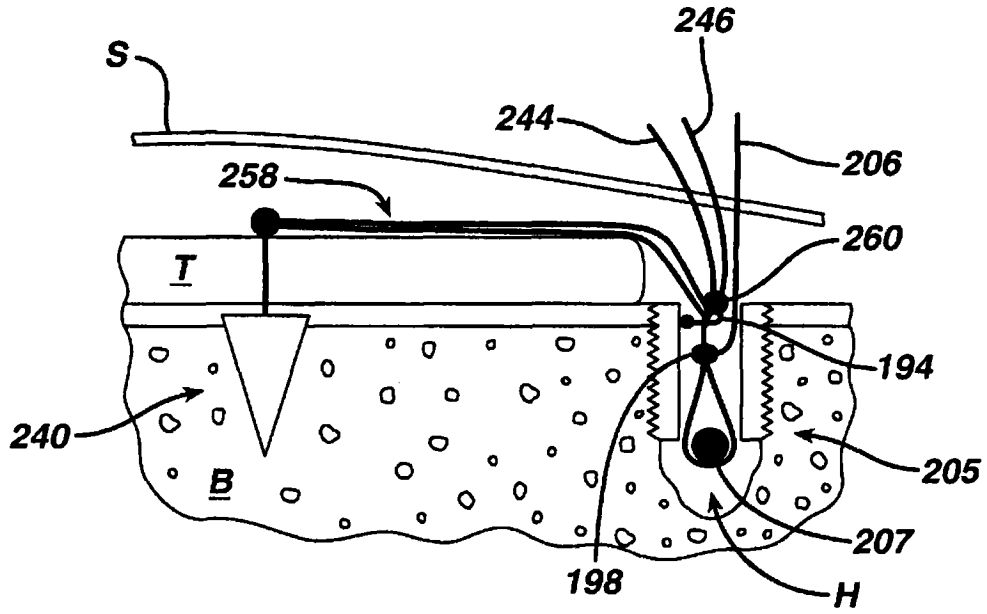


图26

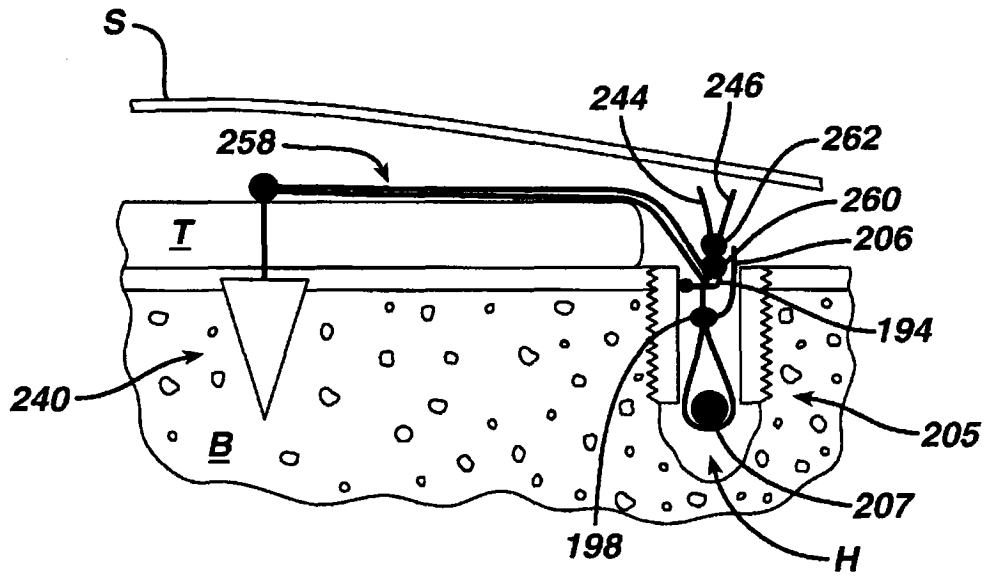


图27

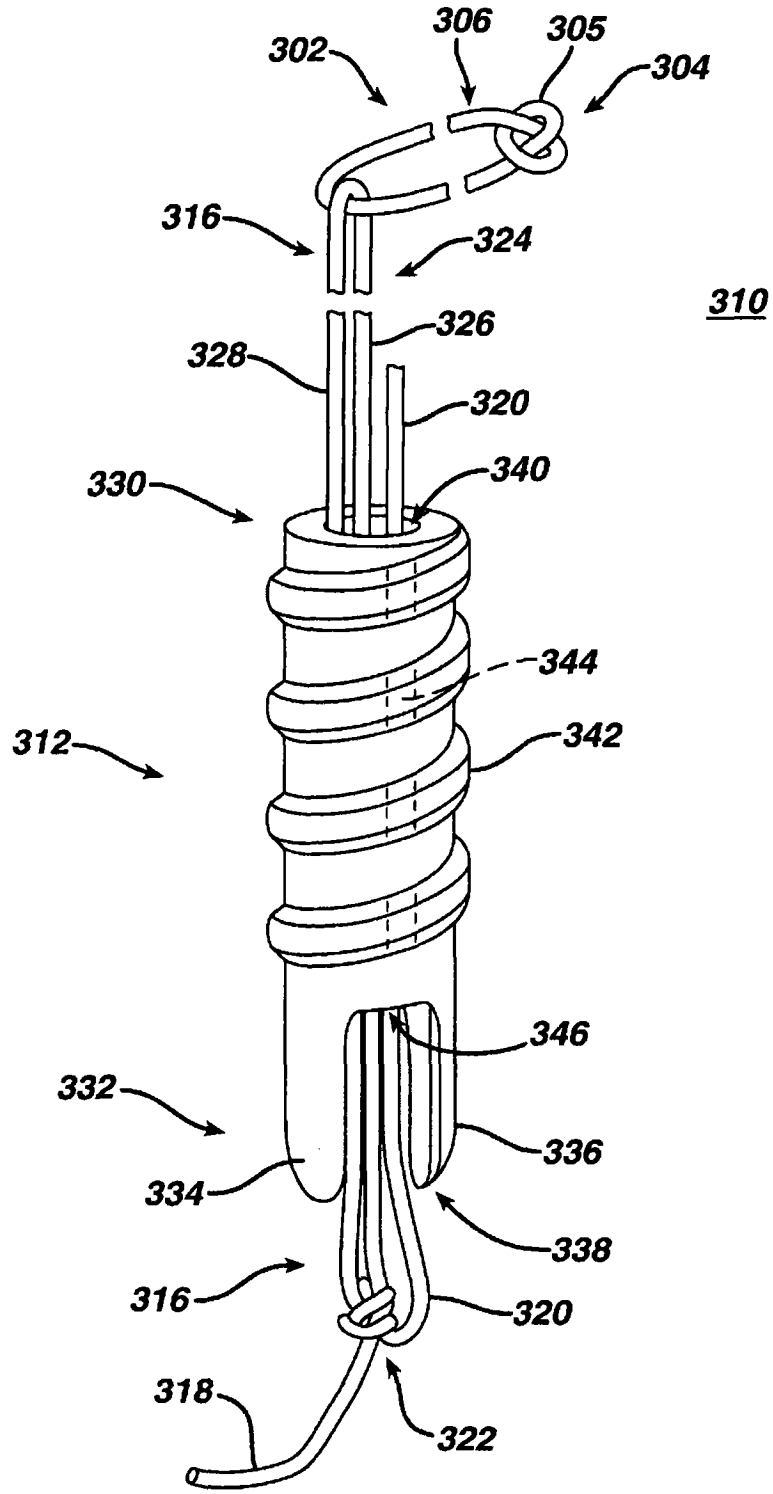


图28

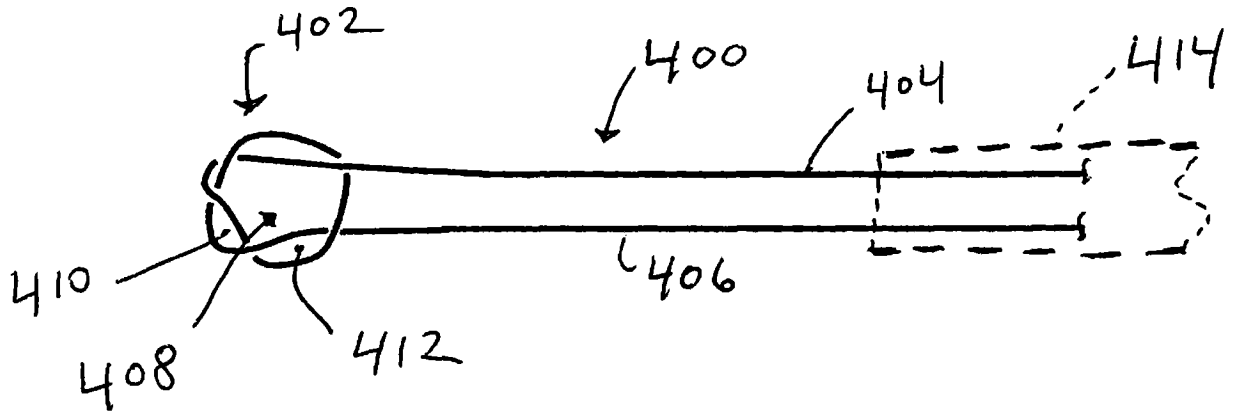


图29

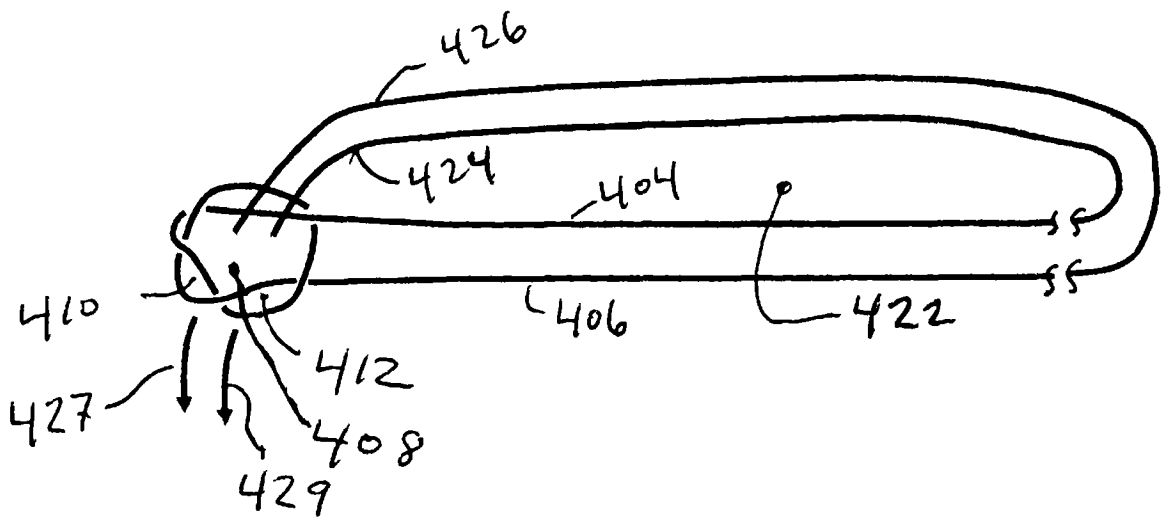


图30

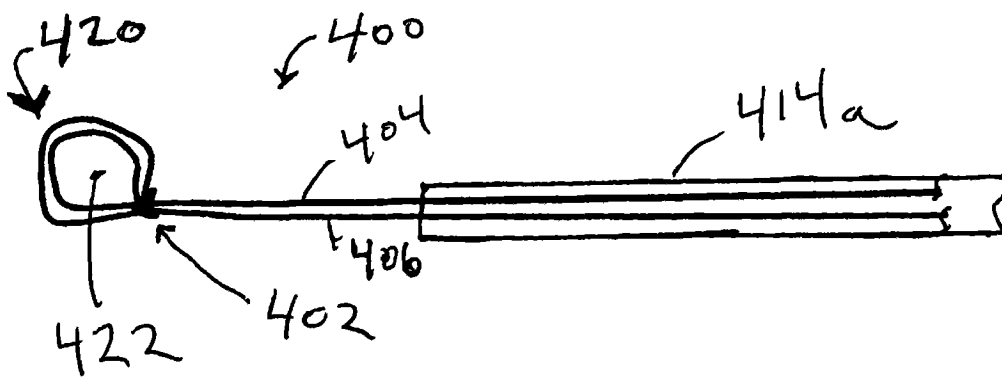


图31

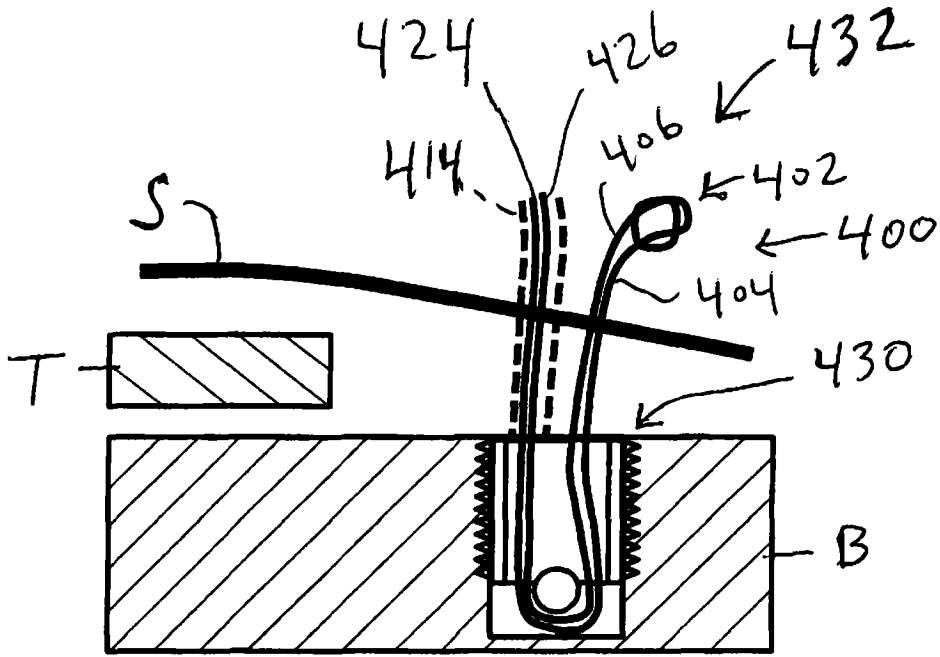


图32

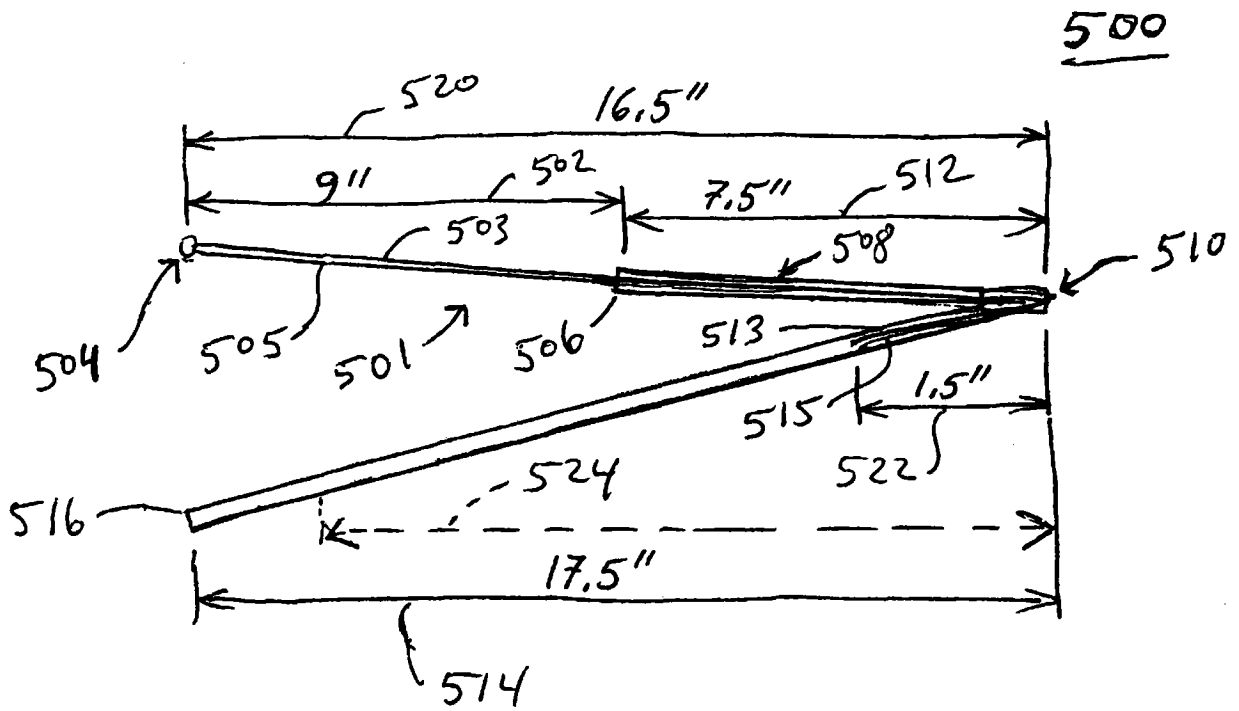


图33

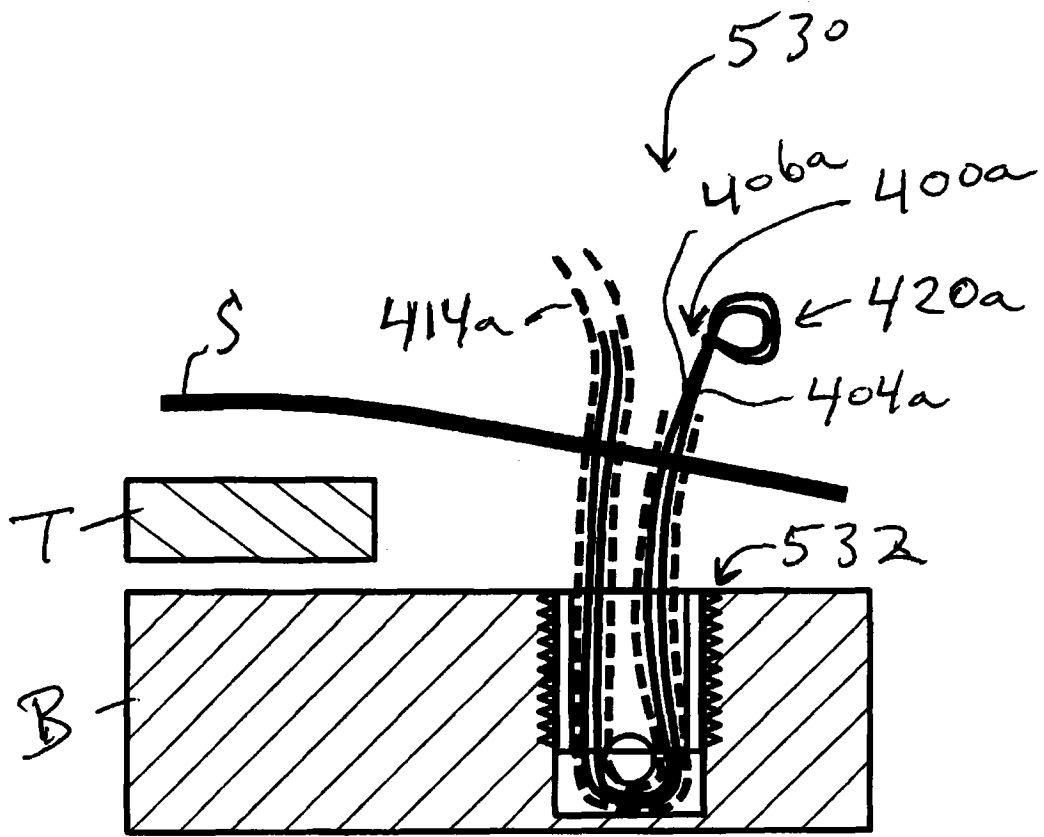


图34

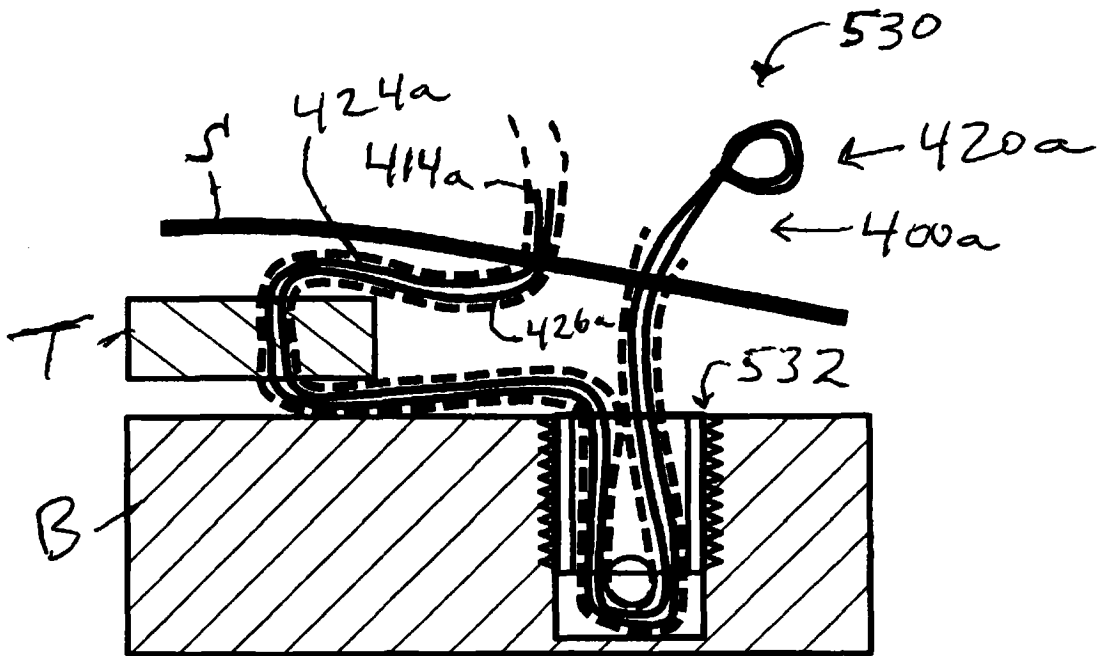


图35

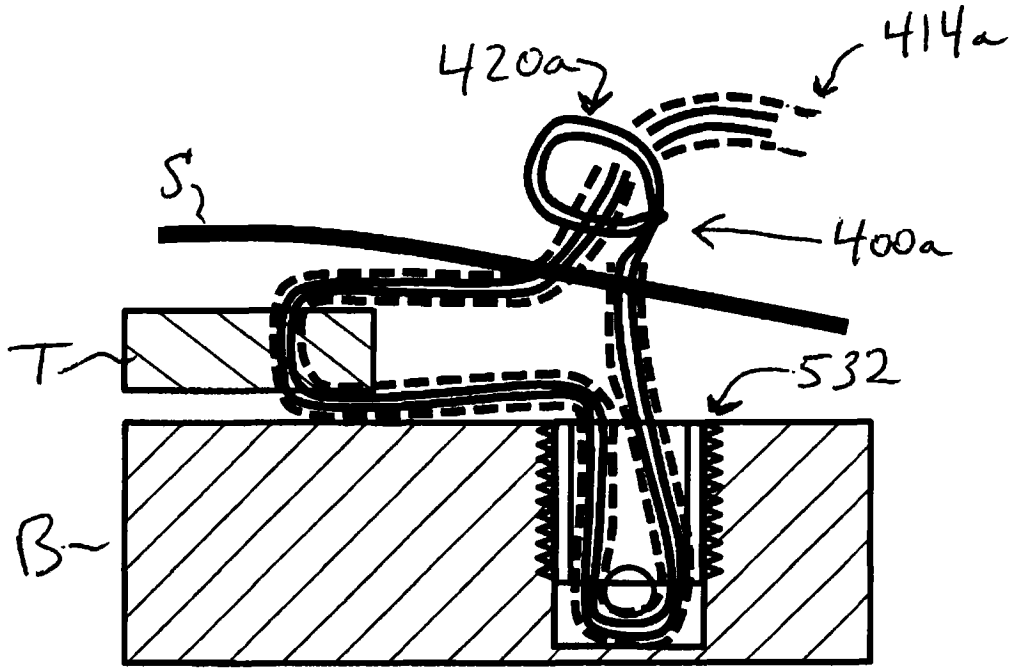


图36

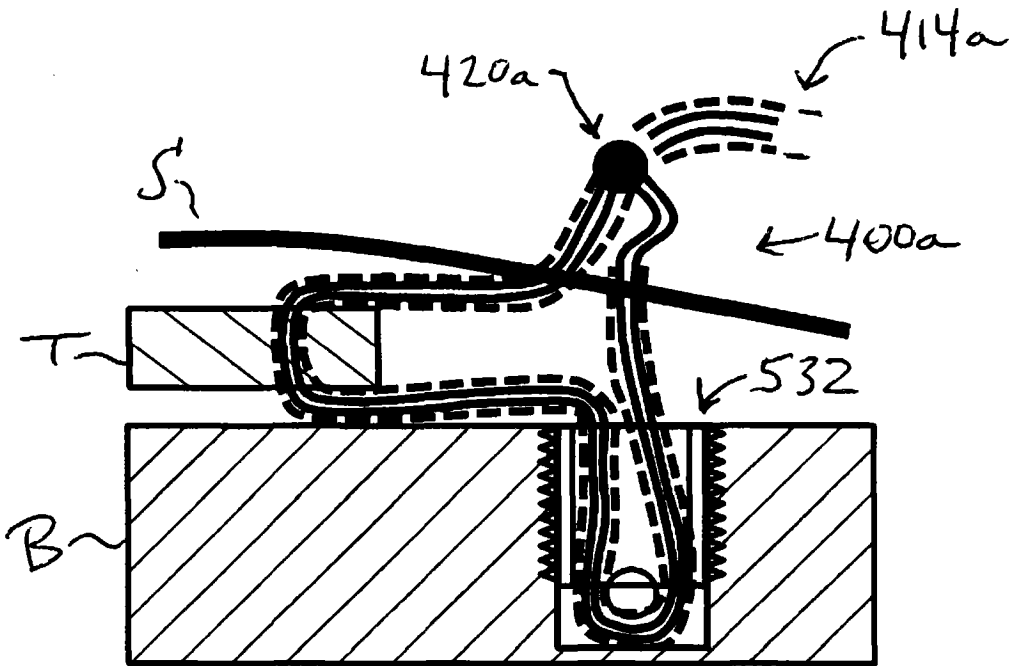


图37

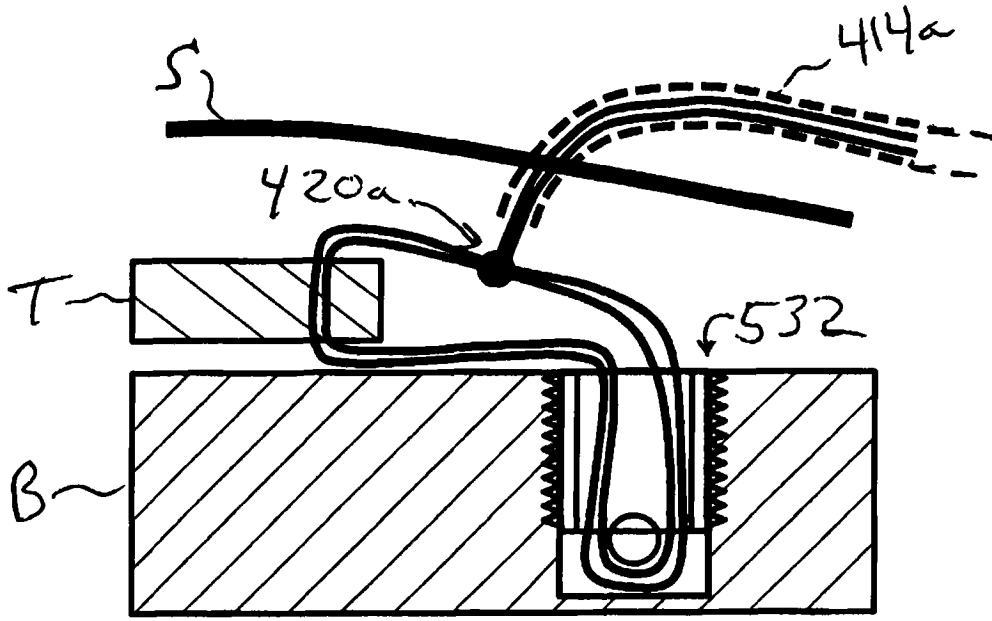


图38

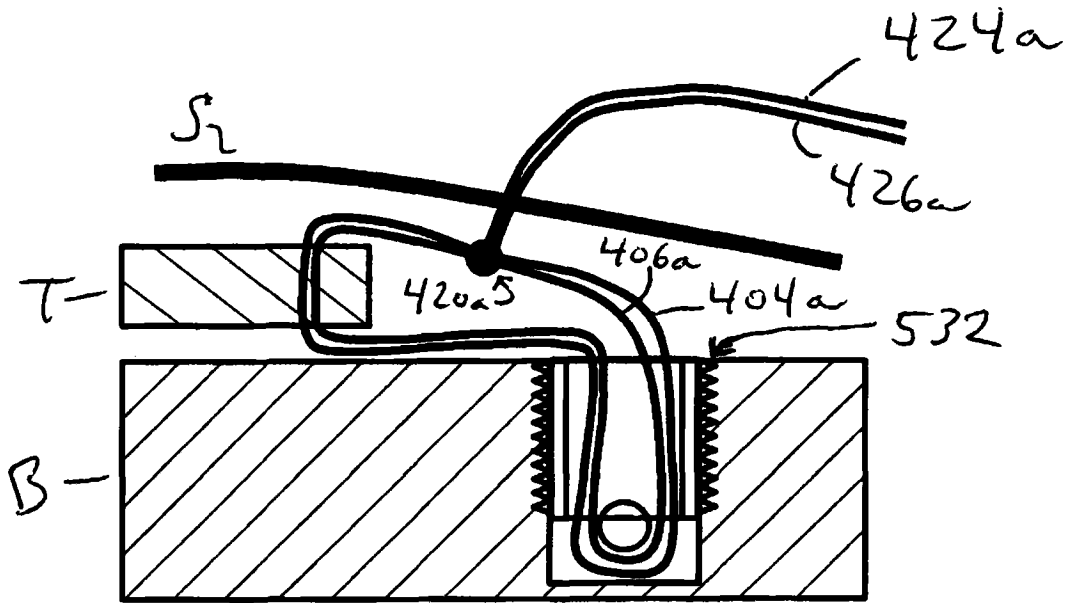


图39

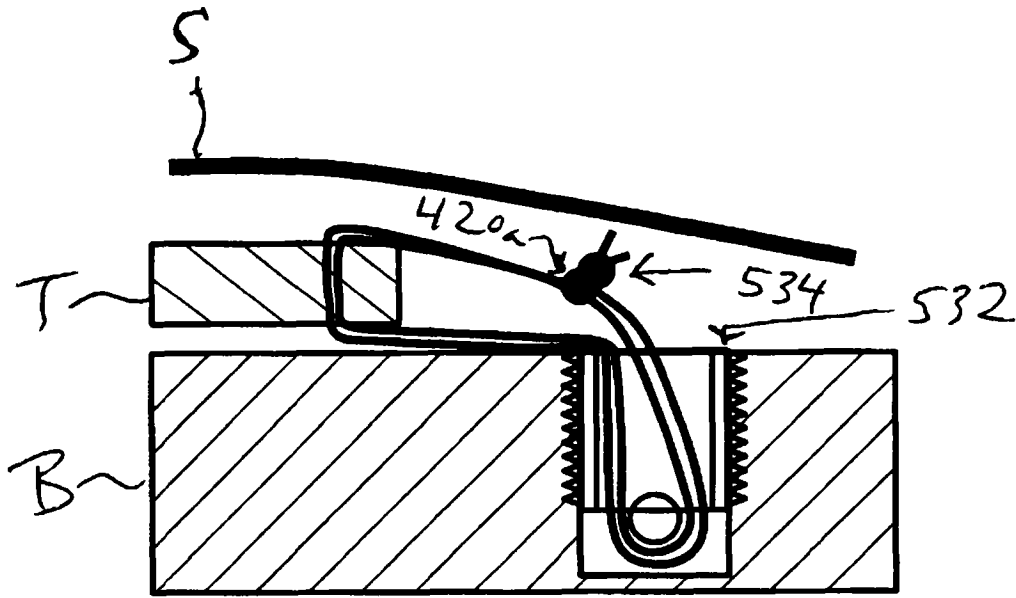


图40

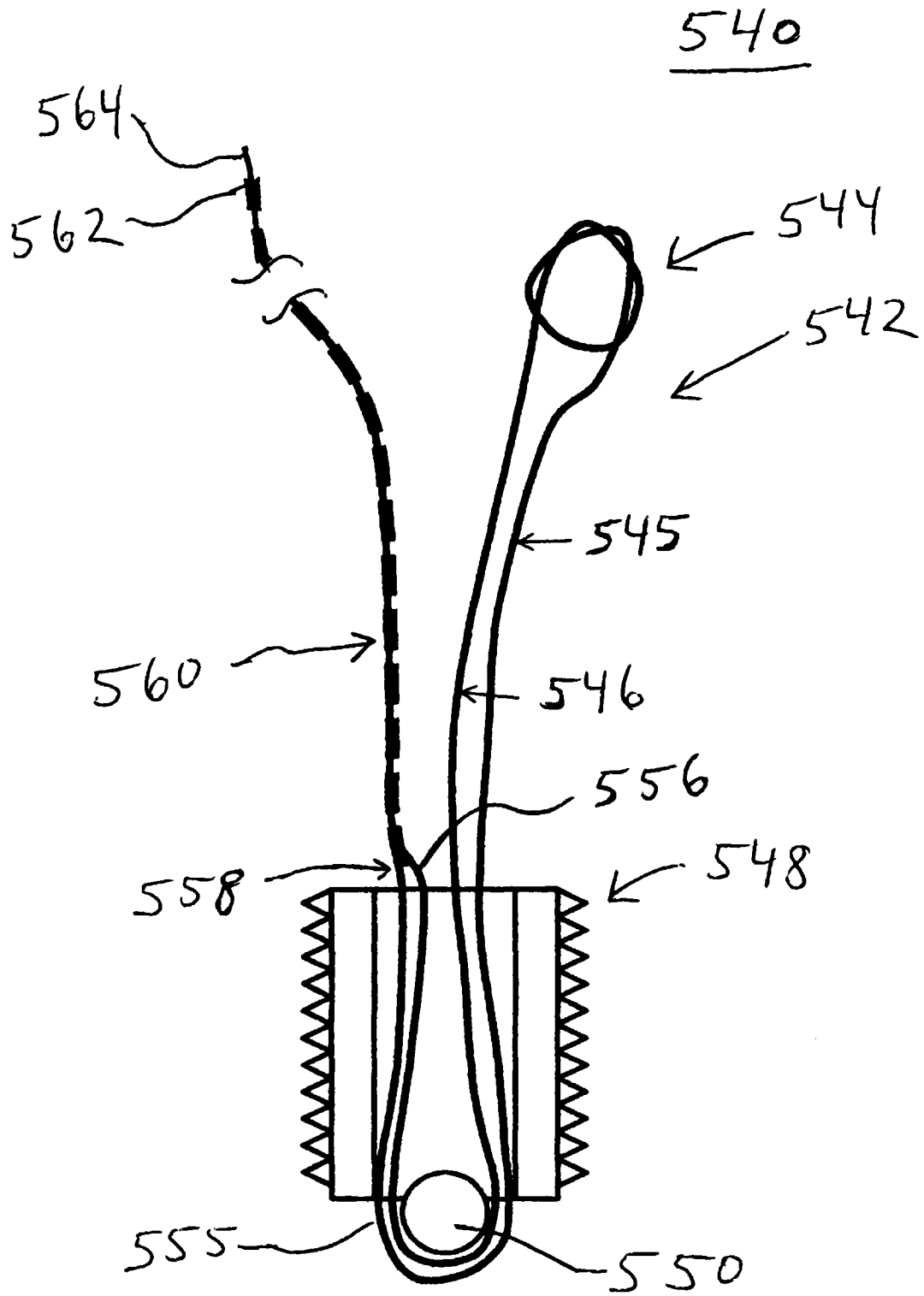


图41

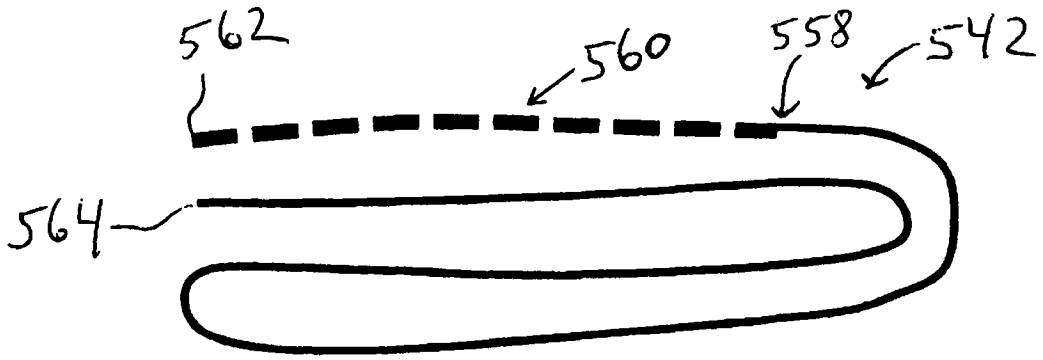


图42A

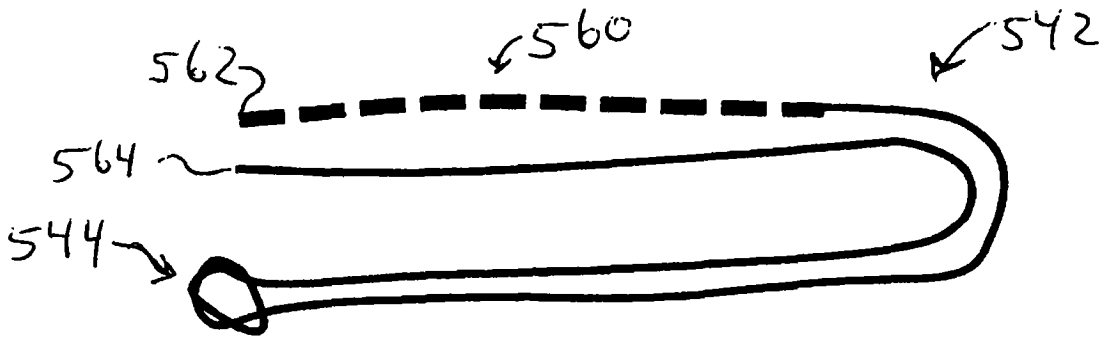


图42B

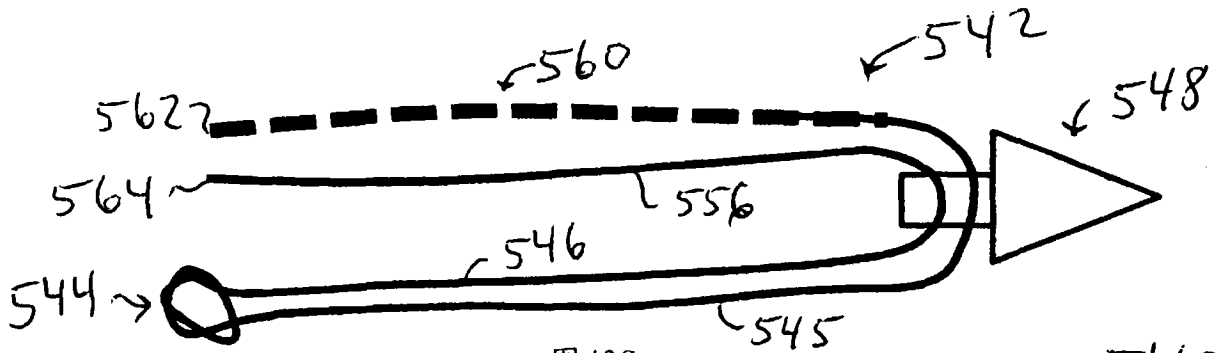


图42C

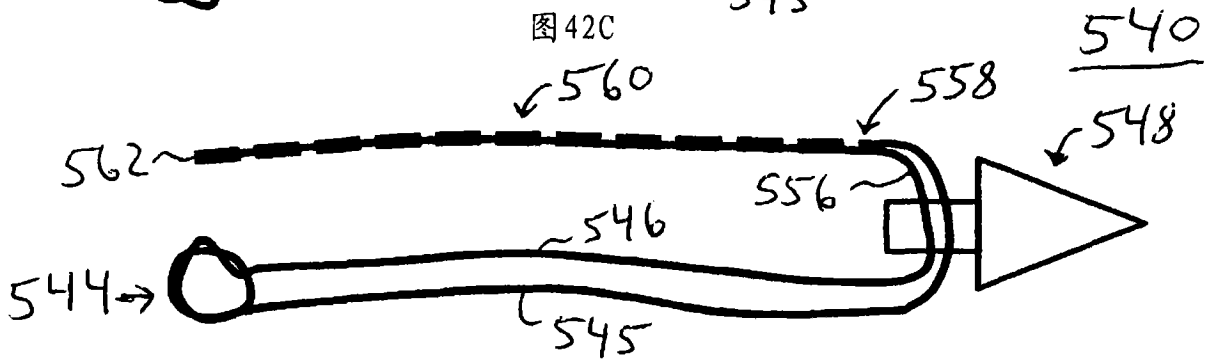


图42D

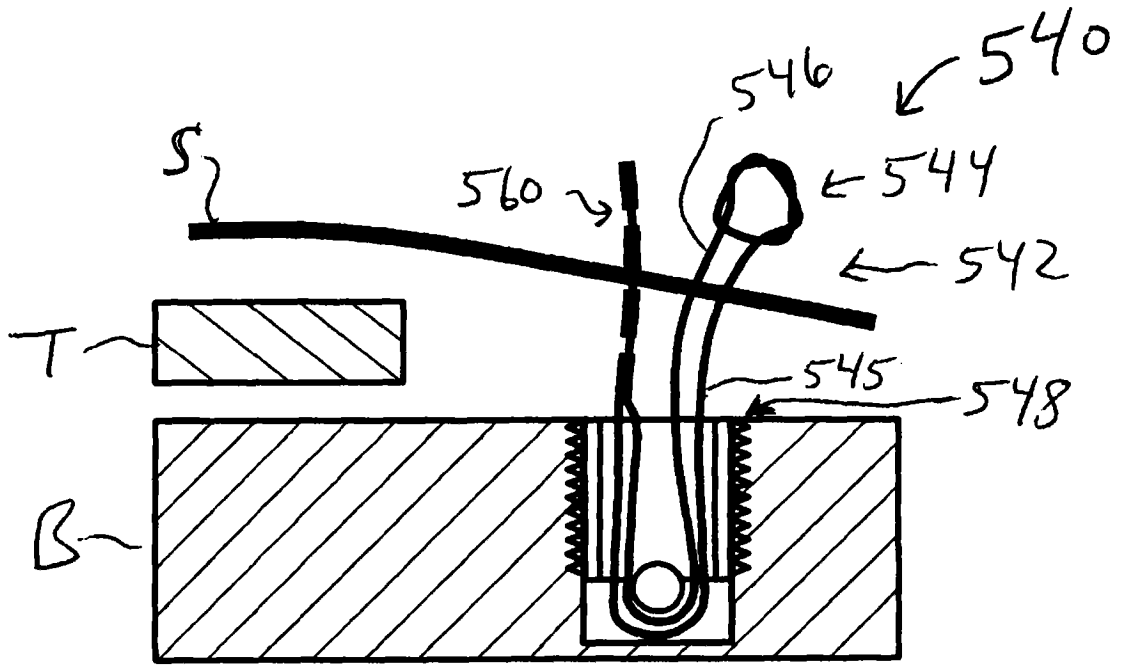


图43

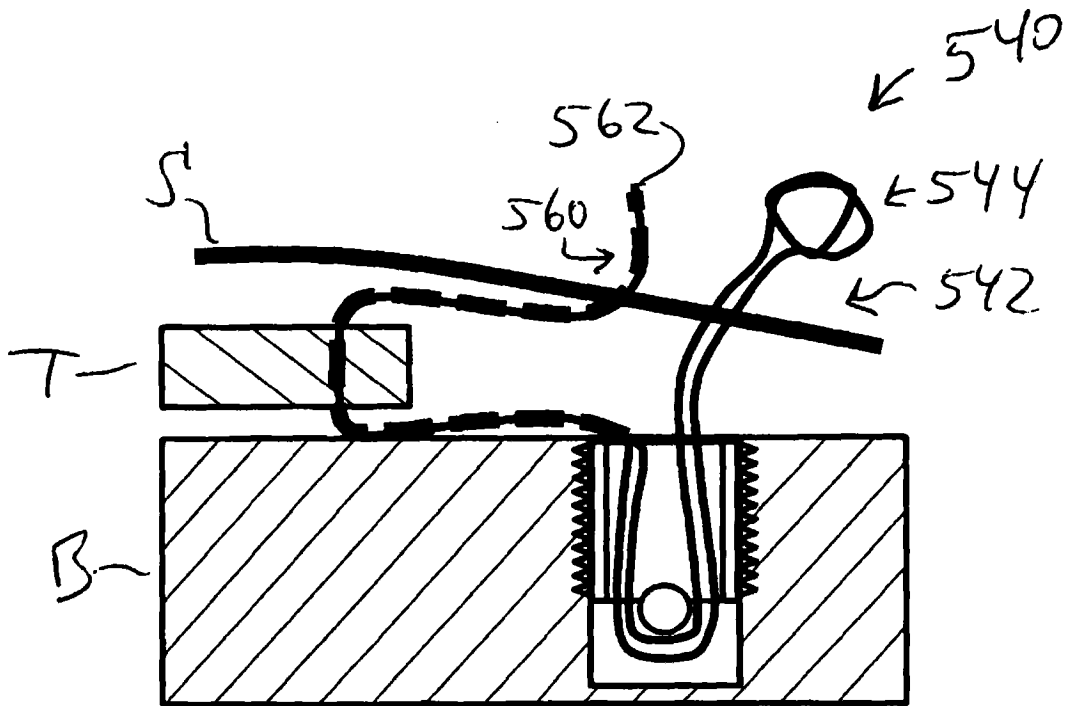


图44

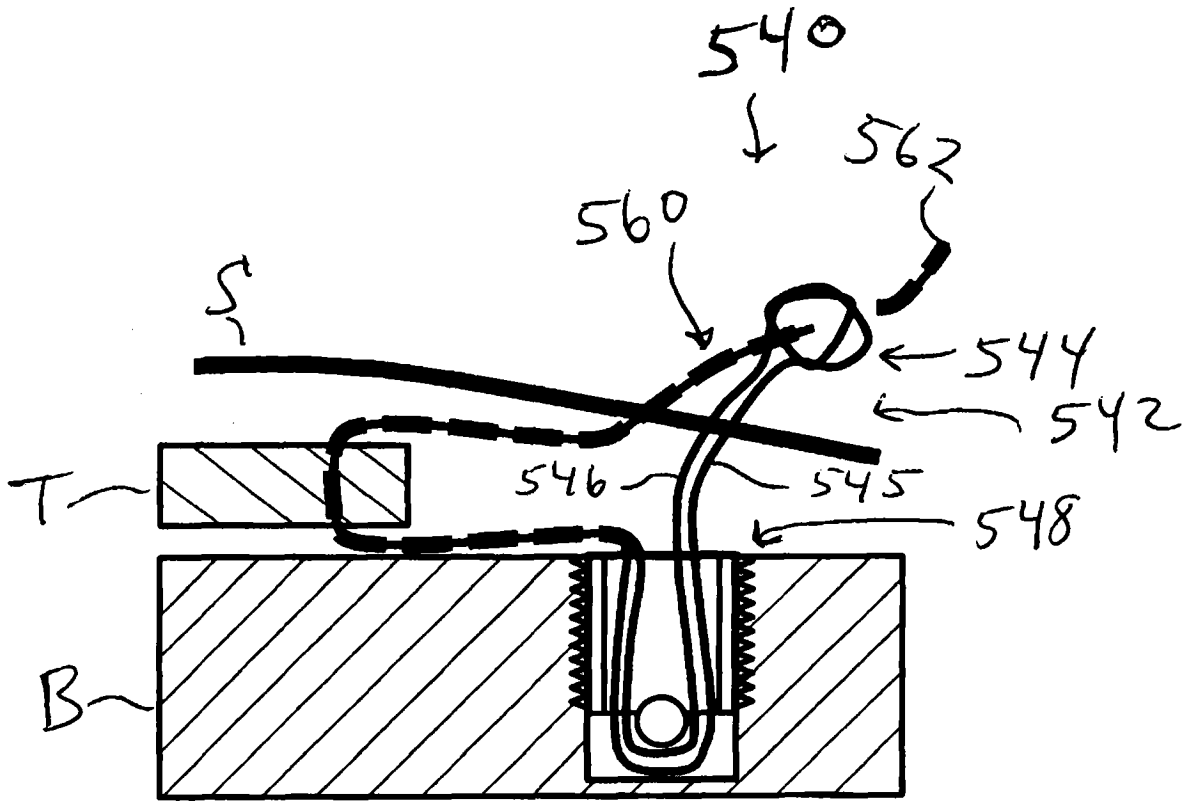


图45

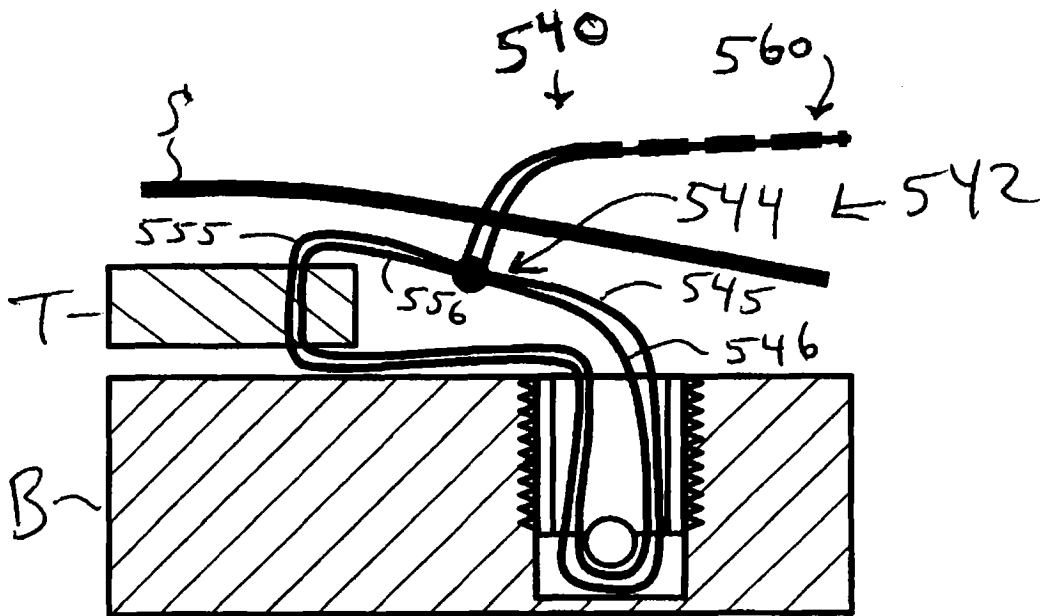


图46

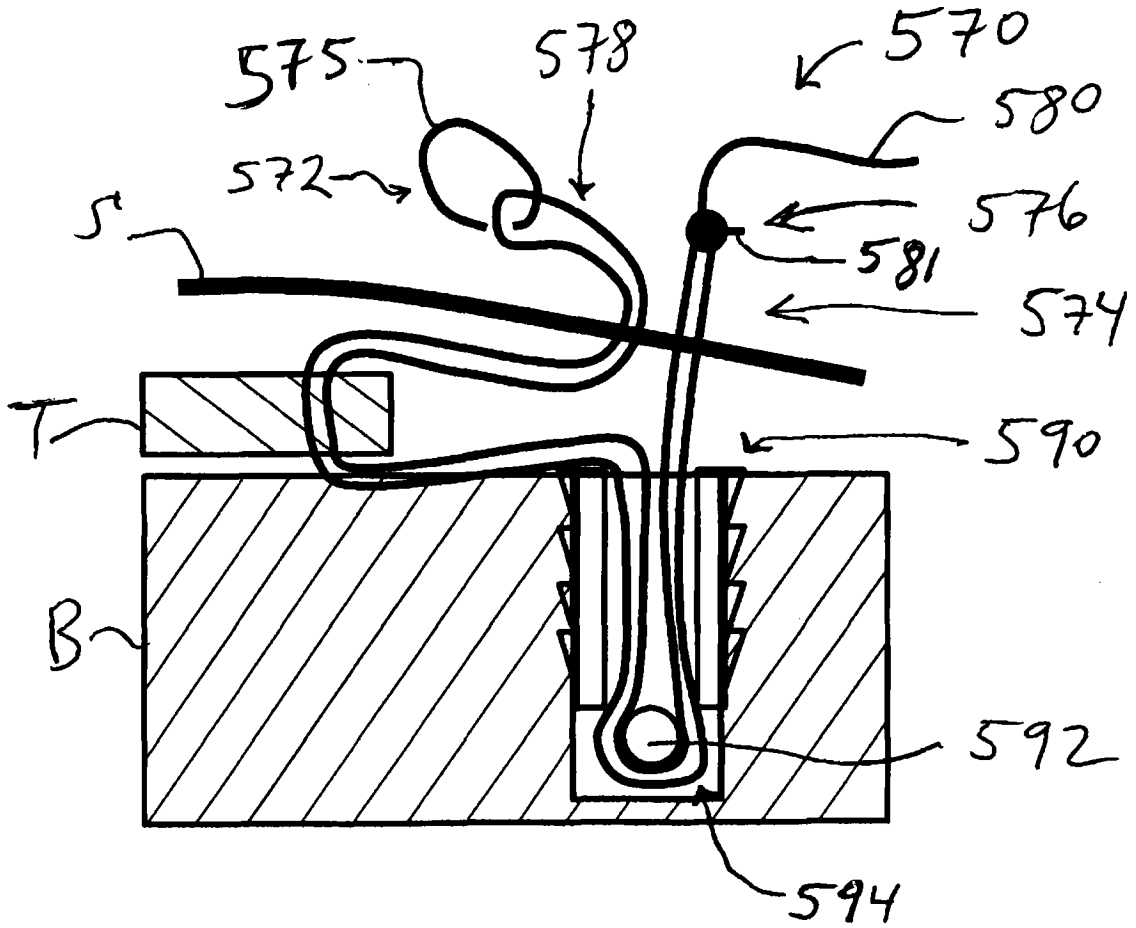


图47

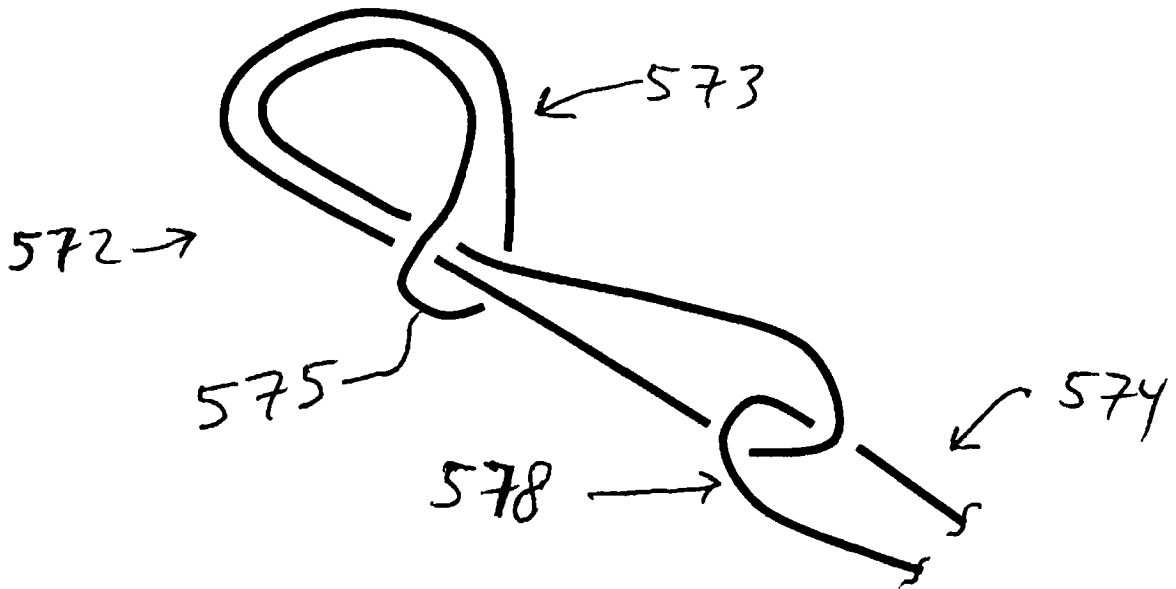


图48

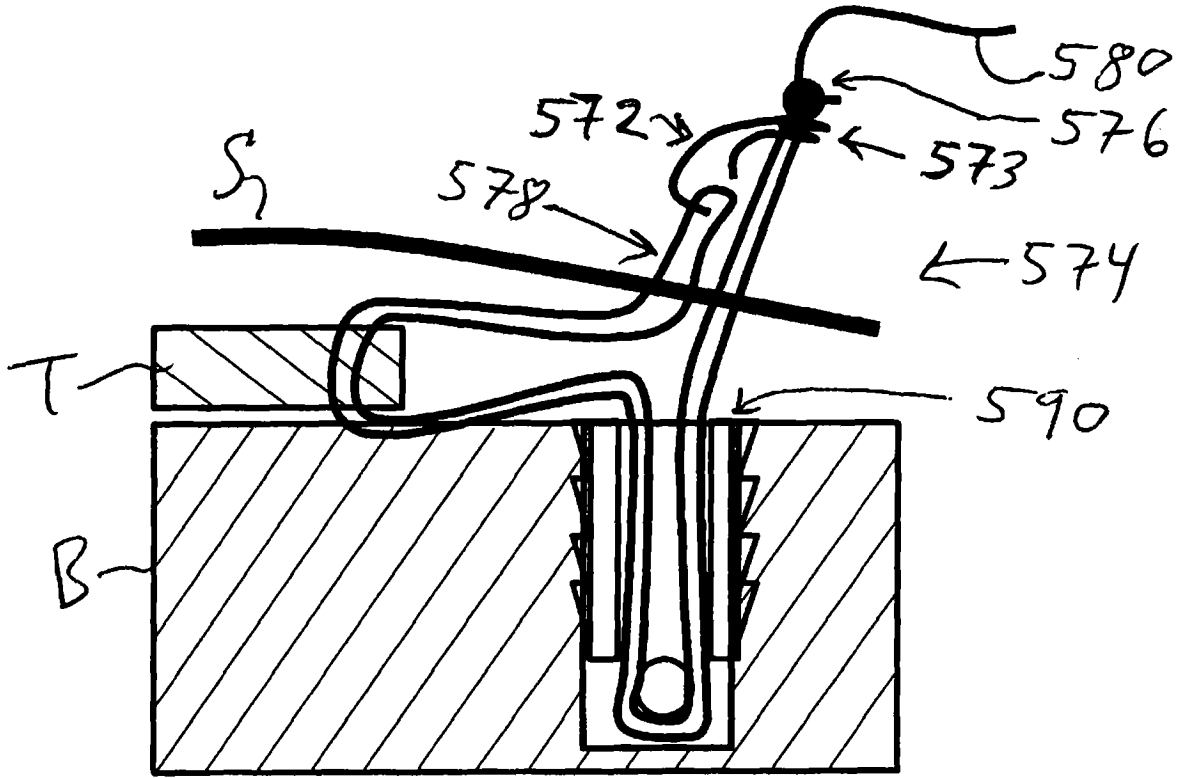


图49

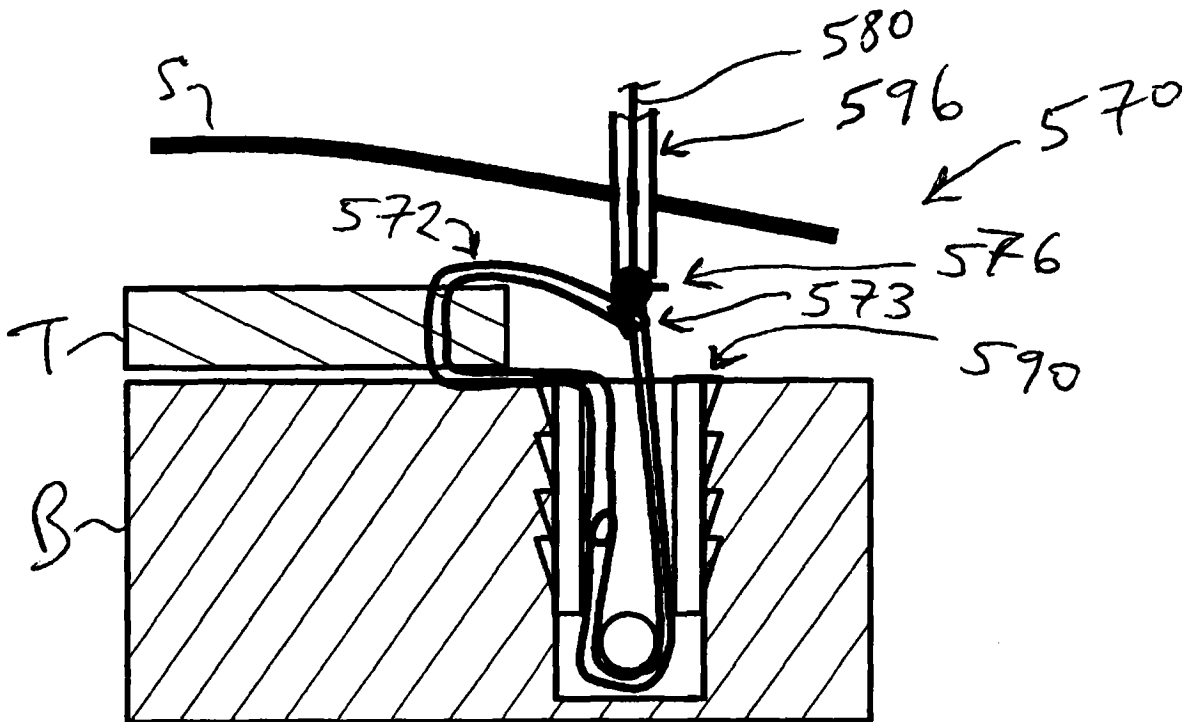


图50

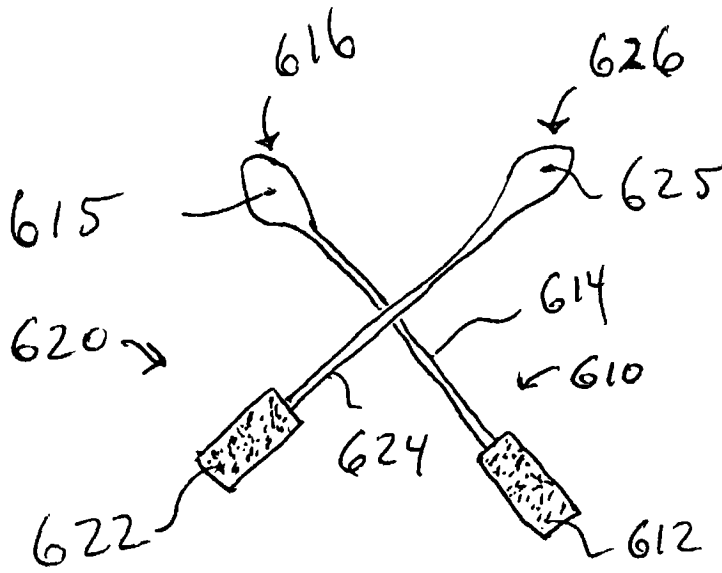


图51

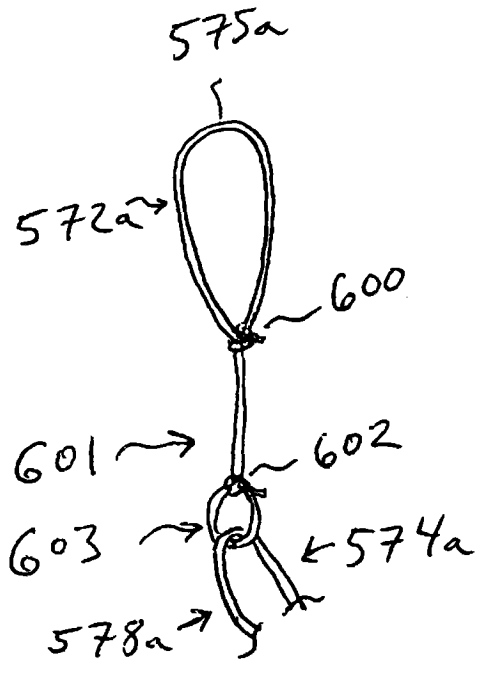


图48A

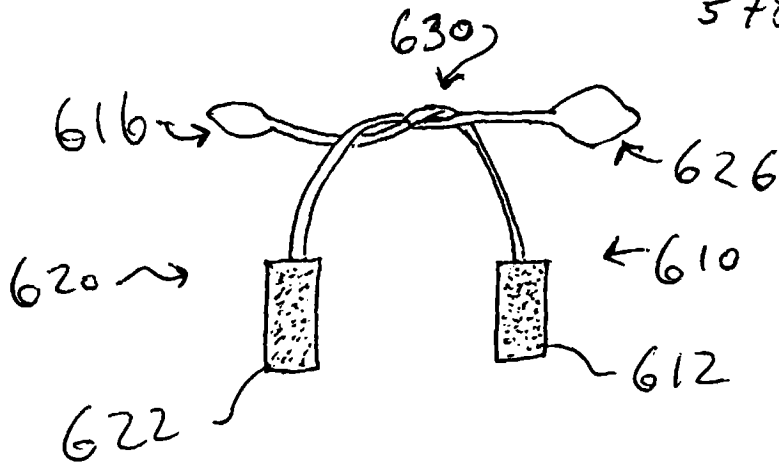


图52

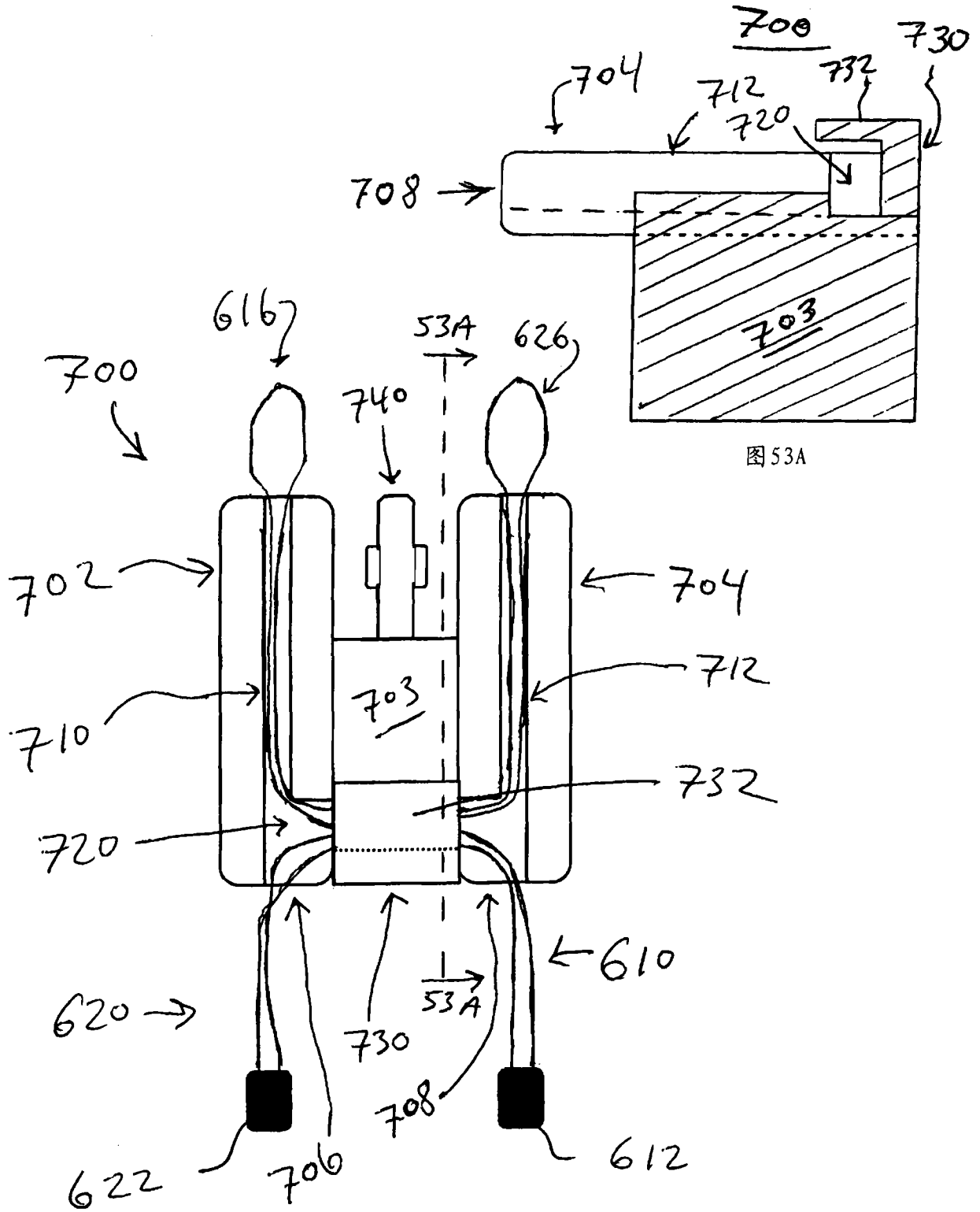


图53A

图53

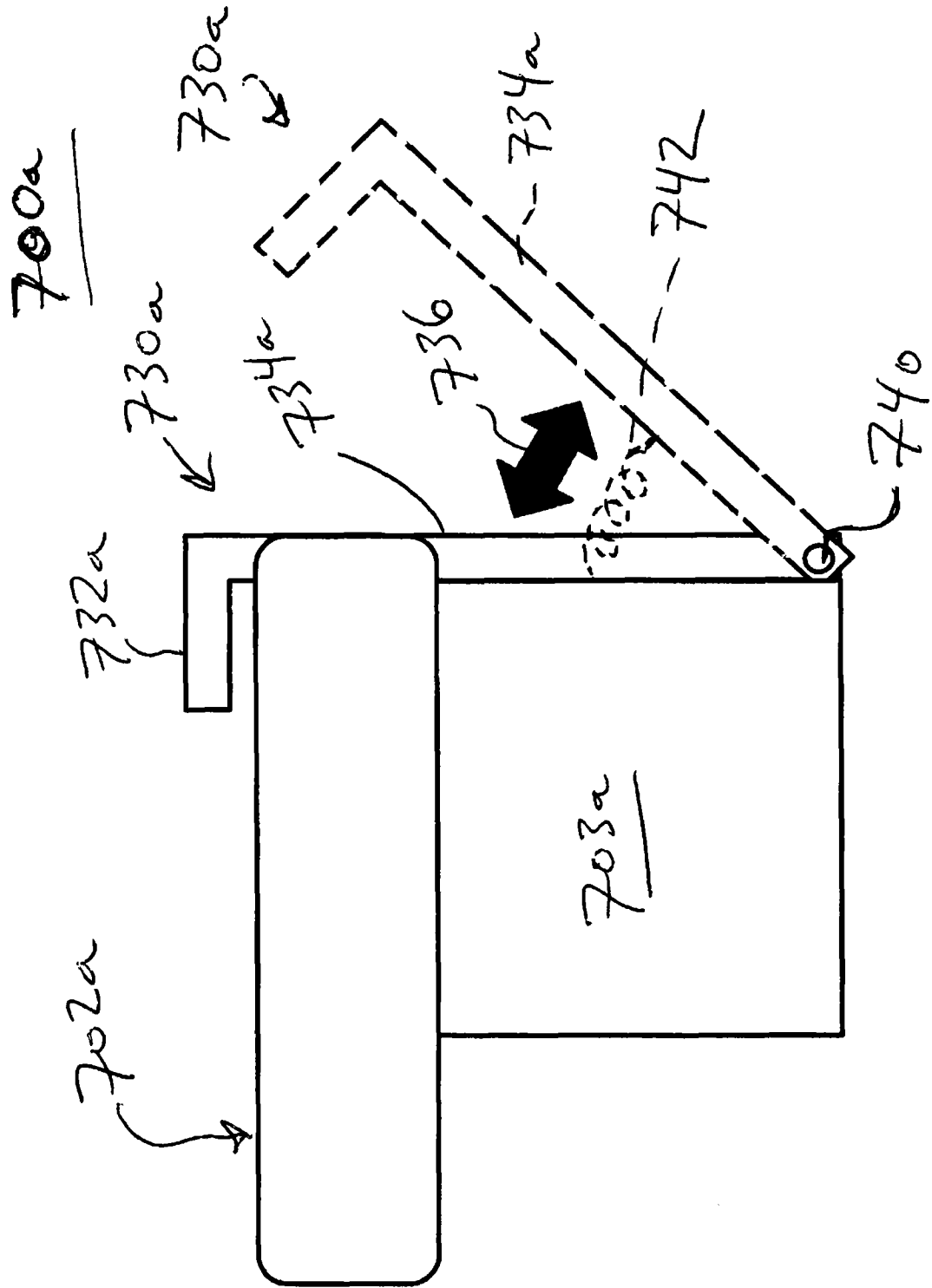


图54

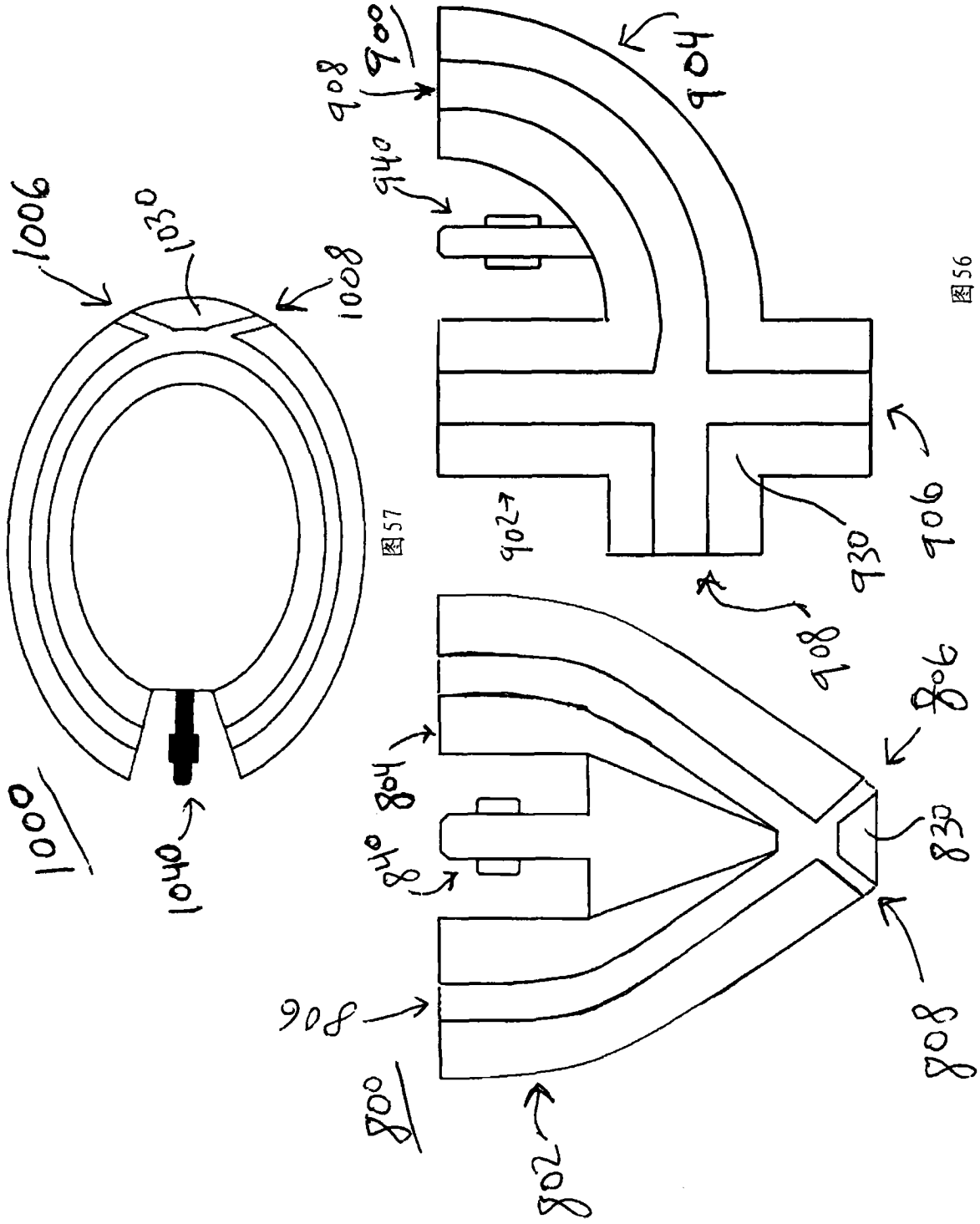


图57

图56

图55