

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.  
A61B 17/50 (2006.01)



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580046548.9

[43] 公开日 2009年11月4日

[11] 公开号 CN 101573078A

[22] 申请日 2005.11.15

[21] 申请号 200580046548.9

[30] 优先权

[32] 2004.11.15 [33] US [31] 60/628,082

[86] 国际申请 PCT/US2005/041259 2005.11.15

[87] 国际公布 WO2006/055516 英 2006.5.26

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.13

[71] 申请人 斯坎迪乌斯生物医药公司

地址 美国麻萨诸塞州

[72] 发明人 P·乐 L·P·乐 P·马沙尔

K·里斯 D·哈巴德

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 原绍辉

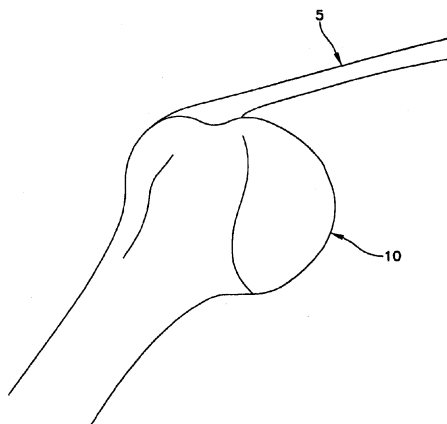
权利要求书4页 说明书13页 附图34页

### [54] 发明名称

用于修复肌腱套(RTC)腱或韧带的方法和设备

### [57] 摘要

用于将软组织固定到骨的设备,包括:缝线锚定器,包括:主体;连接到主体并且向主体的远侧延伸的伸长的尖端区段,伸长的尖端区段终止于远端点;形成在主体上的骨接合几何结构,骨接合几何结构在伸长的尖端区段的近侧;形成在主体的近端上的驱动器接合元件;和与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部;其中,伸长的尖端区段的长度超过要被固定到骨的软组织的厚度,使得当缝线锚定器通过软组织时,在骨接合几何结构穿透软组织之前,远端点从软组织露出。



1. 用于将软组织固定到骨的设备，其包括：  
缝线锚定器，其包括：  
主体；  
连接到主体并且向主体的远侧延伸的伸长的尖端区段，该伸长的尖端区段终止于远端点；  
形成在主体上的骨接合几何结构，该骨接合几何结构在伸长的尖端区段的近侧；  
形成在主体的近端上的驱动器接合元件；和  
与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部；  
其中，伸长的尖端区段的长度超过要被固定到骨的软组织的厚度，使得当缝线锚定器通过软组织时，在骨接合几何结构穿透软组织之前，远端点从软组织露出。
2. 根据权利要求1所述的设备，其中，软组织包括腱。
3. 根据权利要求2所述的设备，其中，软组织包括肌腱套（RTC）腱。
4. 根据权利要求1所述的设备，其中，软组织包括韧带。
5. 根据权利要求1所述的设备，其中，骨包括肱骨。
6. 根据权利要求1所述的设备，其中，缝线锚定器由金属形成。
7. 根据权利要求6所述的设备，其中，缝线锚定器由不锈钢形成。
8. 根据权利要求6所述的设备，其中，缝线锚定器由钛形成。
9. 根据权利要求1所述的设备，其中，缝线锚定器由塑料形成。
10. 根据权利要求1所述的设备，其中，缝线锚定器由可吸收的材料形成。
11. 根据权利要求1所述的设备，其中，缝线锚定器由金属和非金属形成。
12. 根据权利要求1所述的设备，其中，伸长的尖端区段的长度超过肌腱套（RTC）腱的全部厚度。
13. 根据权利要求1所述的设备，其中，伸长的尖端区段的长度超过被部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱的分离的部分的厚度。
14. 根据权利要求1所述的设备，其中，伸长的尖端区段的长度为大约10到20mm。

15. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 骨接合几何结构包括螺

纹。

16. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 骨接合几何结构包括肋。

17. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 骨接合几何结构包括倒

钩。

18. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 驱动器接合元件包括近

侧地延伸的非圆形的凸出物。

19. 根据权利要求 18 所述的设备, 其中, 非圆形的凸出物具有六

角形横截面。

20. 根据权利要求 18 所述的设备, 其中, 非圆形的凸出物具有正

方形横截面。

21. 根据权利要求 18 所述的设备, 其中, 非圆形的凸出物具有矩

形横截面。

22. 根据权利要求 18 所述的设备, 其中, 非圆形的凸出物具有梅

花类几何结构。

23. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 缝线连接特征部包括形

成在缝线锚定器内的孔眼。

24. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 缝线锚定器包括单一的

整体的结构。

25. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 缝线锚定器包括植入物

主体和丝套管针。

26. 根据权利要求 25 所述的设备, 其中, 植入物主体包括轴向的

孔并且丝套管针被选择地接收在植入物主体内。

27. 根据权利要求 26 所述的设备, 其中, 植入物主体包括主体、

骨接合几何结构、驱动器接合元件、和缝线连接特征部, 并且其中,

丝套管针包括伸长的尖端区段。

28. 根据权利要求 26 所述的设备, 其中, 当丝套管针被接收在植

入物主体内时, 远端点和骨接合几何结构的远端之间的距离超过要被

固定到骨的软组织的厚度。

29. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 设备还包括依附到主体

的缝线。

30. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 设备还包括用于将缝线

锚定器插入骨的驱动器。

31. 根据权利要求 30 所述的设备, 其中, 驱动器包括用于支撑缝线锚定器的近侧的部分的支撑护套。

32. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 设备还包括丝锥。

33. 用于将软组织固定到骨的设备, 其包括:

具有用于在骨内形成座的结构骨制备装置, 该骨制备装置具有轴向的孔; 和

被选择地接收在轴向的孔内的丝套管针, 该丝套管针包括远端点;

其中, 当丝套管针被接收在骨制备装置内时, 远端点和用于在骨内形成座的结构远端之间的距离超过要被固定到骨的软组织的厚度。

34. 根据权利要求 33 所述的设备, 其中, 骨制备装置包括丝锥, 并且进一步其中, 用于在骨内形成座的结构包括用于在骨内形成螺纹座的结构。

35. 根据权利要求 33 所述的设备, 其中, 设备还包括:

植入物主体, 包括:

具有轴向的孔的主体;

形成在主体上的骨接合几何结构;

形成在主体的近端上的驱动器接合元件; 和

与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部。

36. 用于将软组织固定到骨的方法, 其包括:

提供用于将软组织固定到骨的设备, 其包括:

缝线锚定器, 包括:

主体;

连接到主体并且向主体的远侧延伸的伸长的尖端区段, 伸长的尖端区段终止于远端点;

形成在主体上的骨接合几何结构, 骨接合几何结构在伸长的尖端区段的近侧;

形成在主体的近端上的驱动器接合元件; 和

与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部;

其中, 伸长的尖端区段的长度超过要被固定到骨的软组织的厚

度，使得当缝线锚定器通过软组织时，在骨接合几何结构穿透软组织之前，远端点从软组织露出；

前进缝线锚定器通过软组织，使得在骨接合几何结构接合软组织之前，远端点从软组织的下侧露出；和

前进缝线锚定器进入骨。

37. 根据权利要求36所述的方法，其中，缝线锚定器用于在缝线锚定器前进进入骨之前侧向地运动软组织。

38. 用于将软组织固定到骨的方法，其包括：

提供：

用于将软组织固定到骨的设备，包括：

具有用于在骨内形成座的结构的骨制备装置，骨制备装置具有轴向的孔；

被选择地接收在轴向的孔内的丝套管针，丝套管针包括远端点；

其中，当丝套管针被接收在骨制备装置内时，远端点和用于在骨内形成座的结构的远端之间的距离超过要被固定到骨的软组织的厚度；和

植入物主体，包括：

具有轴向的孔的主体；

形成在主体上的骨接合几何结构；

形成在主体的近端上的驱动器接合元件；和

与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部；

将骨制备装置装载到丝套管针上，使得远端点和用于在骨内形成座的结构的远端之间的距离超过要被固定到骨的软组织的厚度；

前进丝套管针通过软组织，使得在用于在骨内形成座的结构接合软组织之前，远端点从软组织的下侧露出；

前进丝套管针进入骨，并且前进骨制备装置进入骨；

从骨撤回骨制备装置；

将植入物主体装载到丝套管针上并且前进其进入骨；和

从骨撤回丝套管针。

## 用于修复肌腱套（RTC）腱或韧带的方法和设备

### 对未决的在先专利申请的参考

本专利申请要求 Paul Re 等人在 11/15/04 提出的题目为“METHOD AND APPARATUS FOR THE REPAIR OF A ROTATOR CUFF TENDON OR LIGAMENT”（律师案号 No.RE-3 PROV）的未决的在先美国专利申请序号 No.60/628,082 的优先权，该专利申请在这里全文作为参考加入。

### 技术领域

本发明一般地涉及外科手术方法和设备，并且更特定地涉及用于修复肌腱套（RTC）腱或韧带的方法和设备。

### 背景技术

腱为将肌肉连接到骨由此允许肌肉例如在关节处将力施加到骨的纤维组织。

腱经常因为伤害、磨损和撕裂、和/或意外事故受到损害（例如，分离，撕裂，破裂等等）。受损的腱可能阻碍适当的关节联接和/或导致脆弱、运动障碍、关节炎和/或疼痛。

受损最频繁的腱为那些依附到围绕肩关节（即，肱骨头）的肌肉的腱。这些腱和它们的相关的肌肉通常称作肌腱套（RTC）。最常受损的肌腱套（RTC）腱为冈上肌腱。

更特定地，并且现在看图 1，示出了插入肱骨头的插入部位（通常称作“底座”）上的完整无缺的肌腱套（RTC）腱。换句话说，示出了和对于正常的、未受损的肌腱套（RTC）腱所预期的一样完全地连接到肱骨头 10 的肌腱套（RTC）腱 5。

在图 2 中，肌腱套（RTC）示出为被完全地从肱骨头底座撕掉。换句话说，肌腱套（RTC）5 示出为完全地从肱骨头 10 分离，这举例说明了肌腱套（RTC）损害的一种常见形式。

在图 3 中，肌腱套（RTC）示出为被部分地从肱骨头底座撕掉（即，“部分地撕裂”）。换句话说，示出了部分地从肱骨头 10 分离的肌腱

套 (RTC) 5, 这是肌腱套 (RTC) 损害的另一种常见形式。

已经开发出许多修复受损的肌腱套 (RTC) 腱的程序。

最初, 这些程序包括在肩内制造大的切口, 分裂三角肌, 分离三角肌, 并且随后通过使用钻孔 15、骨管道 17 和缝线 20 将腱缝合到底座部位修复撕裂的肌腱套 (RTC) 腱 (图 4)。虽然通常是有效的, 此方法的不利方面为切口的尺寸大, 通过程序导致的疼痛, 缝合固定的技术难度, 和由于分裂、分离等等造成的重大的三角肌机能障碍的可能性。

这些缺点导致开发缝线锚定器, 其能够被迅速地 and 容易地部署到骨内, 由此提供在不必须钻孔 15、形成骨管道 17、通过缝线 20 等等的情况下将缝线 (并且从而将腱) 固定到骨的简单的方法。缝线锚定器的开发允许进行程序, 使得切口显著减小、病人的疼痛减小、组织的创伤减小、重大的三角肌损害的风险减小, 并且速度更快并且对于外科医生更加方便。

一个这样的缝线锚定器的示例在图 5 中示出。更特定地, 并且现在看图 5, 示出了缝线锚定器 25, 缝线锚定器 25 通常包括主体 30, 主体 30 具有终止于远端点 33 的尖端区段 31 以促进将缝线锚定器引入骨、用于前进缝线锚定器进入骨的内部的螺纹 35、用于将缝线锚定器联结到旋转驱动器 (没有在图 5 中示出) 的六角形后端部 40、和用于将缝线 50 依附到缝线锚定器的孔眼 45。

肌腱套 (RTC) 腱修复的发展中的下一个阶段为转变为作为关节内馈镜 (或“最小侵害”) 程序执行肌腱套 (RTC) 腱修复。这样的关节内馈镜肌腱套 (RTC) 腱修复通常利用三个或更多小的 (例如, 5mm) 切口, 通常称作“入口”。小的 (例如, 3.5mm) 摄像机 (通常称作“关节内馈镜”) 通常通过一个入口部署以提供对肩的内部的可视化。剩余的入口随后用于将微型器械引入肩的内部以执行肌腱套 (RTC) 腱修复。虽然对技术要求更高, 此关节内馈镜程序使得病人的疼痛减小、对三角肌的损害减小、并且允许更快恢复。

这样的关节内馈镜肌腱套 (RTC) 腱修复的示例在图 6-11 中示出。此示例示出了修复已经被完全地从肱骨头 10 撕掉的肌腱套 (RTC) 腱 5 的关节内馈镜程序。更特定地, 此关节内馈镜程序通常包括用抓紧器械 55 抓住受损的肌腱套 (RTC) 腱 5 (图 7), 将腱侧向地拉回到

肱骨头上的底座上方的位置内，并且随后将肌腱套（RTC）腱保持在该位置内，同时在底座处将腱重新依附到肱骨头 10。这通过将缝线锚定器 25（和其相关的插入物 52）通过另一个入口引入手术现场并且随后使用插入物 52 前进缝线锚定器 25 通过肌腱套（RTC）腱 5 并且进入骨 10 进行（图 8-10）。应该注意，当这进行时，由于肌腱套（RTC）腱直接覆盖在下面的骨上的方式，当缝线锚定器的尖端从肌腱套（RTC）腱的下侧露出并且进入骨时，外科医生不能直接看到缝线锚定器的尖端。一旦缝线锚定器 25 已经前进通过肌腱套（RTC）腱 5 并且进入骨 10，缝线 50 打结以便将肌腱套（RTC）腱 5 固定到骨 10（图 11）。

通常，更优选使用关节内窥镜而不是打开程序执行肌腱套（RTC）腱修复，因为关节内窥镜程序使得病人的疼痛显著减小，导致对其它肩结构的更小的损害，并且允许更快恢复。

然而，现有的缝线锚定器和它们的使用方法通常需要（i）使用附加的器械（即，抓紧器械 55）以使得肌腱套（RTC）腱重新接近靠在肱骨头上，并且（ii）缝线锚定器从腱“盲”出来并且进入骨。

不幸地，需要附加的器械（即，抓紧器械 55）可以使得使用手术室内的“另一只手”成为必要，这可能不总是容易得到的。

此外，缝线锚定器从腱“盲”出来并且进入骨可能产生附加的困难。更特定地，在部分厚度肌腱套（RTC）腱撕裂的情况下，并且特别是在下表面撕裂的情况下，在该情况下，外科医生精确地观察缝线锚定器从肌腱套（RTC）腱的下侧的哪里露出并且进入骨更加关键，现有的锚定器设计需要在外科医生能够看到缝线锚定器的尖端从肌腱套（RTC）腱的下侧露出或能够将缝线锚定器靠在下面的骨上安置之前缝线锚定器的螺纹 35 在肌腱套（RTC）腱内直接接合（即，外科医生在螺纹 35 在腱内形成相对大的开口的意义上“犯错误”）（图 12）。

从而，需要用于将肌腱套（RTC）腱靠在肱骨头上固定的新的和改进的方法和设备。

#### 发明内容

本发明提供了用于将腱或韧带固定到主骨的新的和改进的方法和设备。



更特定地，本发明提供了新的缝线锚定器和用于使用该新的缝线锚定器将腱或韧带重新接附到骨的新的方法。

更特定地，本发明包括新的缝线锚定器的提供和使用，其中，缝线锚定器的尖端区段显著地长于正常的，在缝线锚定器的远端点和缝线锚定器的螺纹的开始之间的距离显著地增加。在本发明的一种优选的形式中，缝线锚定器的尖端区段形成为足够长，使得缝线锚定器的远端点能够通过部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱，或肌腱套（RTC）腱的全部厚度，使得在缝线锚定器的螺纹已经接合肌腱套（RTC）腱的腱或囊表面之前能够看到缝线锚定器的远端点伸出通过肌腱套（RTC）腱的下表面。作为参考，应该注意，完整无缺的肌腱套（RTC）腱的终端2cm的正常厚度的长度范围通常在从大约9mm到大约12mm之间。从而，本发明的新的缝线锚定器将优选地，但不是必要地，具有长度为大约10mm到20mm的尖端区段（即，远端尖端33和螺纹35的开始之间的距离）。

本发明还包括使用新的缝线锚定器的伸长的尖端区段以腱能够被拖拉或重新定位或运动或以其它方式侧向地重新接近回到修复部位（即，到肱骨头上的底座）并且随后在不需要抓紧器器械的情况下被重新安置到骨的方式刺肌腱套（RTC）腱的方法。另外，缝线锚定器的远端点能够用作“开始锥”或打孔机以辅助放置缝线锚定器通过肌腱套（RTC）腱并且进入骨（即，肱骨头）。

在本发明的一种形式中，提供了用于将软组织固定到骨的设备，包括：

缝线锚定器包括：

主体；

连接到主体并且向主体的远端延伸的伸长的尖端区段，伸长的尖端区段终止于远端点；

形成在主体上的骨接合几何结构，骨接合几何结构在伸长的尖端区段的近侧；

形成在主体的近端上的驱动器接合元件；和

与主体相关的用于将缝线接附到主体的缝线连接特征部；

其中，伸长的尖端区段的长度超过要被固定到骨的软组织的厚度，使得当缝线锚定器通过软组织时，在骨接合几何结构穿透软组织

之前，远端点从软组织露出。

在本发明的另一种形式中，提供了用于将软组织固定到骨的设备，包括：

具有用于在骨内形成座的结构骨制备装置，骨制备装置具有轴向的孔；和

被选择地接收在轴向的孔内的丝套管针，丝套管针包括远端点；

其中，当丝套管针被接收在骨制备装置内时，远端点和用于在骨内形成座的结构远端之间的距离超过要被固定到骨的软组织的厚度。

在本发明的另一种形式中，提供了用于将软组织固定到骨的方法，包括：

提供用于将软组织固定到骨的设备，包括：

缝线锚定器，包括：

主体；

连接到主体并且向主体的远端延伸的伸长的尖端区段，伸长的尖端区段终止于远端点；

形成在主体上的骨接合几何结构，骨接合几何结构在伸长的尖端区段的近侧；

形成在主体的近端上的驱动器接合元件；和

与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部；

其中，伸长的尖端区段的长度超过要被固定到骨的软组织的厚度，使得当缝线锚定器通过软组织时，在骨接合几何结构穿透软组织之前，远端点从软组织露出；

前进缝线锚定器通过软组织，使得在骨接合几何结构接合软组织之前，远端点从软组织的下侧露出；和

前进缝线锚定器进入骨。

在本发明的另一种形式中，提供了用于将软组织固定到骨的方法，包括：

提供：

用于将软组织固定到骨的设备，包括：

具有用于在骨内形成座的结构骨制备装置，骨制备装置具有轴向的孔；

被选择地接收在轴向的孔内的丝套管针，丝套管针包括远端点；  
其中，当丝套管针被接收在骨制备装置内时，远端点和用于在骨内形成座的结构远端之间的距离超过要被固定到骨的软组织的厚度；和  
植入物主体，包括：  
具有轴向的孔的主体；  
形成在主体上的骨接合几何结构；  
形成在主体的近端上的驱动器接合元件；和  
与主体相关的用于将缝线依附到主体的缝线连接特征部；  
将骨制备装置装载到丝套管针上，使得远端点和用于在骨内形成座的结构远端之间的距离超过要被固定到骨的软组织的厚度；  
前进丝套管针通过软组织，使得在用于在骨内形成座的结构接合软组织之前，远端点从软组织的下侧露出；  
前进丝套管针进入骨，并且前进骨制备装置进入骨；  
从骨撤回骨制备装置；  
将植入物主体装载到丝套管针上并且前进其进入骨；和  
从骨撤回丝套管针。

#### 附图说明

本发明的这些和其它目的和特征将通过接下来结合附图考虑的对本发明的优选的实施例的详细描述更加完全地披露或阐明，在附图中，相似的数字指的是相似的零件，并且进一步其中：

图 1 为近侧的肱骨的示意图，示出了在肱骨的插入部位（或“底座”）上的肌腱套（RTC）腱的完整无缺的插入；

图 2 为近侧的肱骨的示意图，示出了从肱骨的插入部位（或底座）移位的被完全地撕裂的或撕开的肌腱套（RTC）腱；

图 3 为近侧的肱骨的示意图，示出了从肱骨的插入部位（或底座）部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱；

图 4 为近侧的肱骨的示意图，示出了使用钻孔、骨管道和缝线重新依附到肱骨的插入部位（或底座）的肌腱套（RTC）腱；

图 5 为典型的现有技术的肌腱套（RTC）缝线锚定器的示意图；

图 6-11 为示出了使用现有技术的缝线锚定器技术重新依附到肱骨

的撕裂的肌腱套（RTC）腱的示意图；

图 12 为示出了使用现有技术的缝线锚定器技术重新依附到肱骨的部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱的示意图；

图 13 为示出了根据本发明形成的新的缝线锚定器的示意图；

图 14-19 为示出了用于使用图 13 所示的新的缝线锚定器将被完全地分离的腱重新依附到骨的新的方法的示意图；

图 20-24 为示出了用于使用图 13 所示的新的缝线锚定器将部分地撕裂的腱重新依附到骨的新的方法的示意图；

图 25 和 26 为示出了用于使用图 13 所示的新的缝线锚定器将腱重新依附到骨的新的方法并且还示出了沿缝线滑动并且随后在适当的位置打结或锁住的钮扣或相似的锁定机构的示意图；和

图 27 和 28 示出了可以用于将软组织保持到骨的附加的钮扣或相似的锁定机构；

图 29 为示出了图 13 所示的新的缝线锚定器被装载到旋转驱动器内并且具有围绕缝线锚定器的近侧的部分的支撑护套的示意图；

图 30-34 为示出了缝线锚定器的替代的形式的示意图，其中，缝线锚定器包括丝套管针和植入物主体；

图 35 和 36 为示出了装载到图 30 和 31 所示的丝套管针上的丝锥的示意图；

图 37-43 为示出了使用图 30-34 所示的缝线锚定器和图 35 和 36 所示的丝锥的“刺并且拖拉”腱修复的示意图；和

图 44-53 为示出了使用图 30-34 所示的缝线锚定器和图 35 和 36 所示的丝锥的“部分地撕裂的”腱修复的示意图。

### 具体实施方式

本发明提供了用于将腱或韧带固定到骨的新的和改进的方法和设备。

更特定地，本发明提供了新的缝线锚定器和用于使用该新的缝线锚定器将腱或韧带重新依附到骨的新的方法。

更特定地，本发明包括新的缝线锚定器的提供和使用，其中，缝线锚定器的尖端区段显著地长于正常的，在缝线锚定器的远端点和缝线锚定器的螺纹的开始之间的距离显著地增加。在本发明的一种优选

的形式中，缝线锚定器的尖端区段形成为足够长，使得缝线锚定器的远端点能够通过部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱，或肌腱套（RTC）腱的全部厚度，使得在缝线锚定器的螺纹已经接合肌腱套（RTC）腱的腱或囊表面之前能够看到缝线锚定器的远端点伸出通过肌腱套（RTC）腱的下表面。作为参考，应该注意，完整无缺的肌腱套（RTC）腱的终端 2cm 的正常厚度的长度范围通常在从大约 9mm 到大约 12mm 之间。从而，本发明的新的缝线锚定器将优选地，但不是必要地，具有长度为大约 10mm 到 20mm 的前导尖端区段（即，远端尖端 33 和螺纹 35 的开始之间的距离）。

现在看图 13，示出了新的缝线锚定器 125，缝线锚定器 125 包括本发明的一种优选的形式，并且特别好地适用于使得受损的肌腱套（RTC）腱重新接近肱骨头上的其插入部位。更特定地，新的缝线锚定器 125 包括主体 130，具有终止于远端点 133 的尖端区段 131，以促进将缝线锚定器通过腱并且将缝线锚定器引入骨。主体 130 还具有用于前进缝线锚定器进入骨的内部的螺纹 135、用于将缝线锚定器联结到旋转驱动器（没有在图 13 中示出）的六角形（或其它非圆形的几何结构，例如，正方形、矩形、梅花类等等）后端部 140、和用于将缝线 50 依附到缝线锚定器的孔眼 145。也可以提供附加的孔眼和/或缝线。

根据本发明，尖端区段 131 显著地长于正常的，在远端点 133 和螺纹 135 的开始之间的距离显著地增加。在本发明的一种优选的形式中，尖端区段 131 形成为足够长，使得缝线锚定器 125 的远端点 133 能够通过部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱，或肌腱套（RTC）腱的全部厚度，使得在螺纹 135 已经接合肌腱套（RTC）腱的腱或囊表面之前能够看到远端点 133 伸出通过肌腱套（RTC）腱的下表面。从而，在新的缝线锚定器 125 用于重新接附受损的肌腱套（RTC）腱的情况下，缝线锚定器 125 将优选地具有长度为大约 10 到 20mm 的前导尖端区段，因为完整无缺的肌腱套（RTC）腱的终端 2cm 的正常厚度的长度范围通常在从大约 9mm 到大约 12mm 之间。

本发明还包括用于使用本发明的新的缝线锚定器将腱或韧带重新接附到骨的新的方法。

从而，在本发明的一种形式中，并且现在看图 14-19，提供了使用新的缝线锚定器的伸长的尖端区段以腱能够被拖拉或重新定位或运动

或以其它方式侧向地重新接近回到修复部位（即，到肱骨头上的底座）并且随后在不需要抓紧器器械的情况下被重新安置到骨的方式刺肌腱套（RTC）腱的方法。另外，缝线锚定器的远端点能够用作“开始锥”或打孔机以辅助放置缝线锚定器通过肌腱套（RTC）腱并且进入骨。

更特定地，在图 14 中示出了被完全地从肱骨头 10 撕掉的肌腱套（RTC）腱 5 和安装到旋转驱动器 52 的新的缝线锚定器 125。根据本发明的一种形式，尖锐的远侧的尖端 133 “刺”通过肌腱套（RTC）腱 5，并且缝线锚定器远侧地前进，使得将肌腱套（RTC）腱 5 牢固地安装到缝线锚定器的伸长的尖端区段 131 上（图 15）。随后，使用旋转驱动器 52 和缝线锚定器 125，侧向地拖拉肌腱套（RTC）腱 5 直到腱定位在肱骨头 10 上的其底座上方，并且随后尖锐的远侧的尖端 133 靠在骨上定位（图 16）。随后使用旋转驱动器 52 前进缝线锚定器 125 进入骨 10（图 17 和 18），即，通过旋转缝线锚定器使得其螺纹 135 前进缝线锚定器进入骨。接下来，旋转驱动器 52 从缝线锚定器 125 脱离（图 19）并且随后使用缝线 50 将肌腱套（RTC）腱 5 系紧到肱骨头 10。

根据本发明的另一种形式，新的缝线锚定器能够用于修复已经被部分地从肱骨头撕掉的肌腱套（RTC）腱。重要地，当用新的缝线锚定器修复被部分地撕裂的肌腱套（RTC）腱时，当新的缝线锚定器从腱的上表面（即，囊侧）通过时，外科医生能够从腱的下表面（即，关节侧）看到裂缝。新的缝线锚定器的延伸的尖端区段能够用作引导器以决定将缝线锚定器放置在哪里（例如，以一些与可以使用脊椎穿透针确定用于骨锚定器的希望的位置的方式相似的方式）。这是因为，由于缝线锚定器的新的构造，缝线锚定器的伸长的尖端区段足够长，使得在不必要前进缝线锚定器到缝线锚定器的螺纹接合腱的上表面的程度的情况下能够看到远端点从腱的下表面露出。

更特定地，并且现在看图 20-24，对于本发明的此形式，缝线锚定器 125 前进通过肌腱套（RTC）腱 5，使得能够从腱的下侧看到远端点 133，但是缝线锚定器的螺纹 135 还没有接合腱的顶部侧（图 20）。随后，在看到远端点 133 的同时，缝线锚定器 125 靠在肱骨头 10 上适当地定位，并且随后缝线锚定器前进进入骨（图 21-23），即，通过旋转缝线锚定器，使得其螺纹前进缝线锚定器进入骨。缝线束 50 随后用于将肌腱套（RTC）腱 5 靠在肱骨头上系紧到适当的位置内（图 24）。

如上所述，一旦缝线锚定器已经被安置到骨内，缝线 50 能够被系紧以靠在肱骨头上保持肌腱套（RTC）腱。这能够使用缝线锚定器的技术领域中所周知的各种系紧技术进行。替代地，并且现在看图 25 和 26，诸如钮扣或滑动锁定装置 200 的装置能够安装到缝线束 50 上，滑落到适当的位置内，由此减小被部分地或完全地撕裂的腱，并且随后锁定或系紧到位置内。

作为更进一步的示例，在图 27 中，示出了通过缝线 50 连接到缝线锚定器的钮扣 200，使得钮扣从缝线锚定器隔开大致固定的长度。对于此构造，通过改变缝线锚定器插入骨的深度调节将软组织保持到骨的张力。

作为更进一步的示例，在图 28 中，示出了可滑动地安装到缝线 50 上的钮扣 200，在滑动结 202 的远侧。对于此构造，缝线锚定器完全地部署到骨内，并且随后滑动结 202 向远侧运动，以便促使钮扣 200 与软组织捕获接合。

如上所述，并且如图 14-19 所示，新的缝线锚定器可以用于“刺并且拖拉”受损的肌腱套（RTC）腱，以便侧向地运动移位的腱回到其底座。在这样的应用中，提供对缝线锚定器的近端的附加的支撑以便适应在这样的“拖拉”操作期间施加在缝线锚定器的远端上的侧向的负载可以是希望的。

更特定地，如图 14-18 所示，旋转驱动器 52 可以具有吞没缝线锚定器 125 的六角形后端部 40 并且将旋转运动从驱动器 52 传输到缝线锚定器 125 的远端。然而，如这些图中所示，旋转驱动器 52 不吞没螺纹 135。因此，并且现在看图 29，示出了新的设置，其中，支撑护套 300 围绕旋转驱动器 52 同中心地布置，支撑护套的远端延伸超过旋转驱动器 52 的远端。支撑护套 300 包括用于可转动地接收旋转驱动器 52 的外部的平滑的内部孔 302，和用于可转动地接收缝线锚定器的螺纹 135 的螺旋状的凹进处 304。

由于此构造，当图 29 所示的设备用于上面讨论的类别的“刺并且拖拉”程序时，支撑护套 300 的远端在“拖拉”操作期间提供对缝线锚定器 125 的近端的侧向的支撑，其后，支撑护套的平滑的内部孔 302 允许旋转驱动器 52 转动，并且因此轴向地前进，缝线锚定器 125 从支撑护套 300 出来，通过肌腱套（RTC）腱并且进入骨。

如上所述，新的缝线锚定器的延伸的尖端区段可能在软组织修复期间遭受相当大的侧向的负载，例如，在“刺并且拖拉”操作期间。在新的缝线锚定器由金属材料（例如，不锈钢，钛等等）或坚固的非金属材料（例如，坚固的塑料，坚固的可吸收的材料等等）形成的场合，延伸的尖端区段可以足够坚固以没有困难地承受这样的侧向负载。然而，在一些情况下（例如，诸如新的缝线锚定器由某种可吸收的材料形成的场合），延伸的尖端区段可能不够坚固或足够耐用以安全地承受这样的侧向负载。在这些情况中，可以使用替代的构造。

更特定地，并且接下来看图 30-34，新的缝线锚定器 425 可以由丝套管针 431 和植入物主体 430 形成。丝套管针 431 终止于远端点 433。植入物主体 430 可滑动地布置在丝套管针 431 上方并且包括用于接收丝套管针 431 的中心孔 432 和用于前进植入物主体 430 进入骨的螺纹 435。植入物主体 430 终止于用于连接到旋转驱动器的六角形（或其它非圆形的几何结构，例如，正方形，矩形，梅花类等等）后端部 440。六角形后端部 440 具有用于将缝线 50 依附其上的孔眼 445。

对于此构造，丝套管针 431 和植入物主体 430 在腱穿透期间（并且在一些情况中在腱“拖拉”期间）和在将植入物主体 430 布置到骨内期间合成一体；在植入物主体 430 部署到骨内之后移除丝套管针 431，如将在下文中讨论的。此外，丝套管针 431 和植入物主体 430 构造为使得当它们这样合成一体时，延伸超过植入物主体 430 的远端的丝套管针 431 的部分在功能上等于缝线锚定器 125 的伸长的尖端区段 131。从而，延伸超过植入物主体 430 的远端的丝套管针 431 的部分将长于要被重新依附到骨的软组织的厚度，使得在植入物主体 430 的螺纹 435 接合软组织之前，丝套管针 431 的尖锐的远端点 433 将从软组织的底部露出。

在本发明的一种形式中，新的缝线锚定器 425 可以以与前述缝线锚定器 125 大致相同的方式使用（例如，以在图 14-19 中示出的方式，或在图 20-24 中示出的方式，等等），除了在将植入物主体 430 部署到骨内之后并且在缝线系紧之前移除丝套管针 431。

替代地，考虑到在本发明的此形式中植入物主体 430 可以由较不坚固的或较不耐用的材料（例如，较不坚固的可吸收的材料）形成的事实，在将植入物主体 430 布置在骨内之前提供用于为骨攻螺纹（即，



以便提供螺纹座)的丝锥 500 (图 35 和 36) 可以是希望的。丝锥 500 包括包含中心孔 532 和螺纹 535 的主体 530。丝锥 500 的中心孔 532 可滑动地接收缝线锚定器 425 的丝套管针 431, 如将在下文中讨论的。

在缝线锚定器 425 结合丝锥 500 使用的场合, 丝套管针 431 和丝锥 500 在腱穿透期间 (并且, 在一些情况中在腱“拖拉”期间) 合成一体, 并且随后丝套管针 431 和植入物主体 430 在将植入物主体 430 布置到骨内期间合成一体; 和在植入物主体 430 部署到骨内之后移除丝套管针 431, 如将在下文中讨论的。此外, 丝套管针 431 和丝锥 500 构造为使得当它们这样合成一体时, 延伸超过丝锥 500 的远端的丝套管针 431 的部分在功能上等于缝线锚定器 125 的伸长的尖端区段 131。从而, 延伸超过丝锥 500 的远端的丝套管针 431 的部分将长于要被重新接附到骨的软组织的厚度, 使得在丝锥 500 的螺纹 535 穿透软组织之前, 丝套管针 431 的尖锐的远端点 433 将从软组织的底部露出。

图 37-43 示出了用于“刺并且拖拉”腱重建程序的新的缝线锚定器 425 和丝锥 500。更特定地, 丝锥 500 装载到丝套管针 431 上, 丝套管针的远侧的尖端区段延伸超过丝锥 500 的远端。更特定地, 根据本发明, 丝套管针的远侧的尖端区段延伸超过丝锥的最远侧的部分足够远, 使得丝套管针能够在丝锥 500 的螺纹 535 穿透腱之前完全地穿透腱。此组件用于“刺”肌腱套 (RTC) 腱 5 (图 37), 并且随后肌腱套 (RTC) 腱 5 被“拖拉”到其底座上方的位置内 (图 38)。接下来, 丝套管针 431 钻进肱骨头 10 (图 39), 并且随后丝锥 500 转动向下进入骨, 以便在骨内形成螺纹座 (图 40)。随后移除丝锥 500, 将丝套管针 431 留在人体内。

接下来, 将植入物主体 435 装载到丝套管针 431 的近端上并且前进沿着丝套管针 (图 41)。随后使用旋转驱动器 52 转动植入物主体 435 进入骨 (图 42), 并且随后移除丝套管针 431 和旋转驱动器 52, 留下部署在骨内的植入物主体 435 (图 43)。缝线 50 可以随后用于将肌腱套 (RTC) 腱 5 在其底座处系紧到位置内。

图 44-53 示出了用于“部分地撕裂的”腱修复的缝线锚定器 425 和丝锥 500。更特定地, 丝锥 500 装载到丝套管针 431 上, 丝套管针 431 的远侧的尖端区段延伸超过丝锥 500 的远端, 使得丝套管针能够在丝锥 500 的螺纹 535 穿透腱之前完全地穿透腱。此组件前进通过肌腱套

(RTC) 腱 5 并且进入骨 (图 44-47)。在这方面应该理解, 因为丝套管针 431 充分地延伸超过丝锥 500 的最远侧的部分, 当丝套管针 431 从腱的下侧露出并且接合骨的顶部表面时, 可以看到丝套管针 431 的尖端。随后从丝 431 移除丝锥 500 (图 48)。

接下来, 将植入物主体 435 装载到丝套管针 431 的近端上并且沿着丝前进 (图 49)。随后使用旋转驱动器 52 转动植入物主体 435 进入骨 (图 50), 并且移除旋转驱动器 52, 留下丝套管针 431 和部署在骨内的植入物主体 435 (图 51)。随后移除丝套管针 431 (图 52)。缝线 50 可以随后用于将腱 5 系紧到位置内 (图 53)。

#### 对优选的实施例的修改

除前述内容外, 虽然在前面的描述中已经针对使用螺纹的缝线锚定器讨论了本发明, 也可能用不结合螺纹的缝线锚定器实践本发明。从而, 可能用利用其它骨接合几何结构的缝线锚定器实践本发明, 例如, 能够用肋类型的缝线锚定器、倒钩类型的缝线锚定器等等实践本发明。

此外, 虽然针对丝锥 500 讨论了图 33-53 所示的构造, 可以用符合本发明的新的缝线锚定器的构造的其它骨制备装置代替丝锥, 例如, 锥, 扩张器, 镗孔或橡皮尖端钻等等。

还应该理解, 本发明可以应用于修复除了肌腱套 (RTC) 腱或韧带以外的人体结构。

此外, 应该理解, 本领域中的普通技术人员可以在本发明的原理和范围内实现对为了解释本发明的性质在这里描述和示出的细节、材料、步骤和零件的设置的多附加的改变。

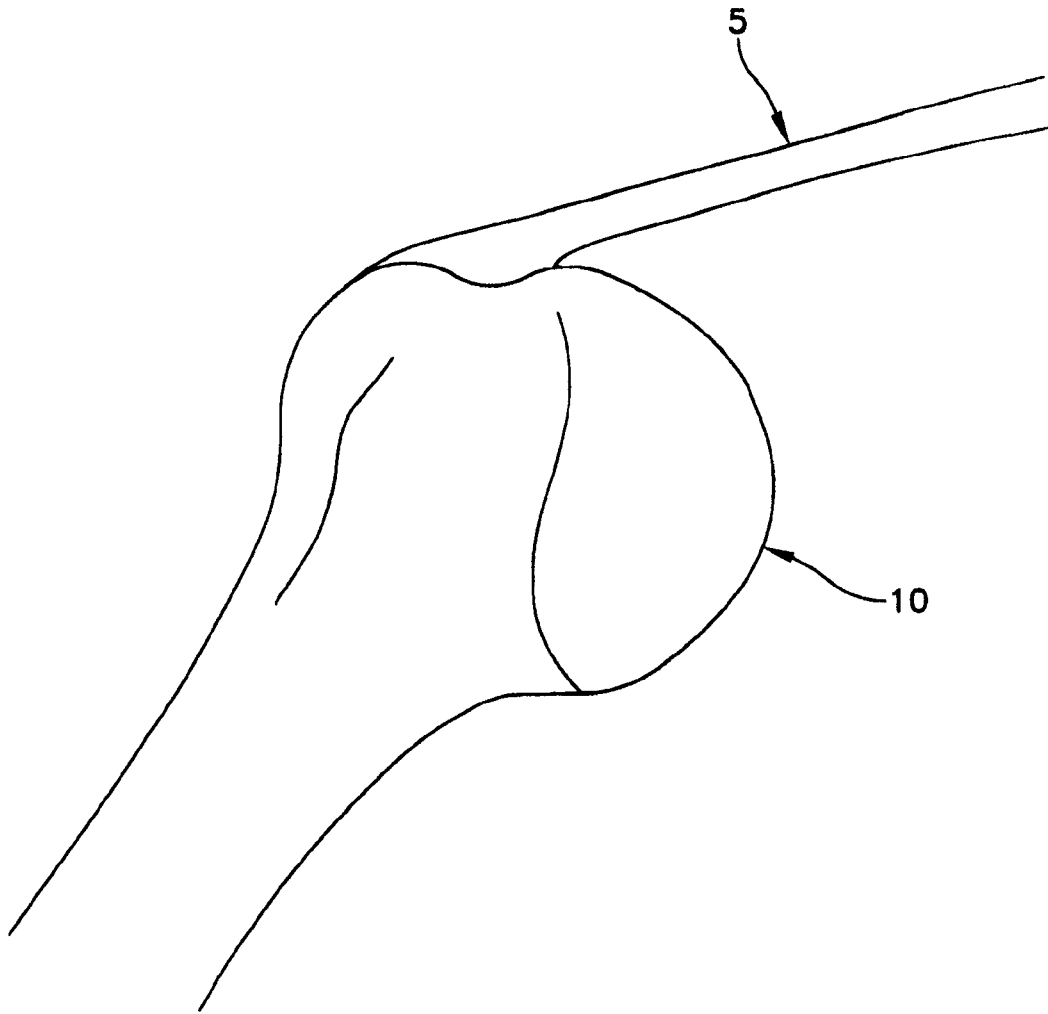


图 1

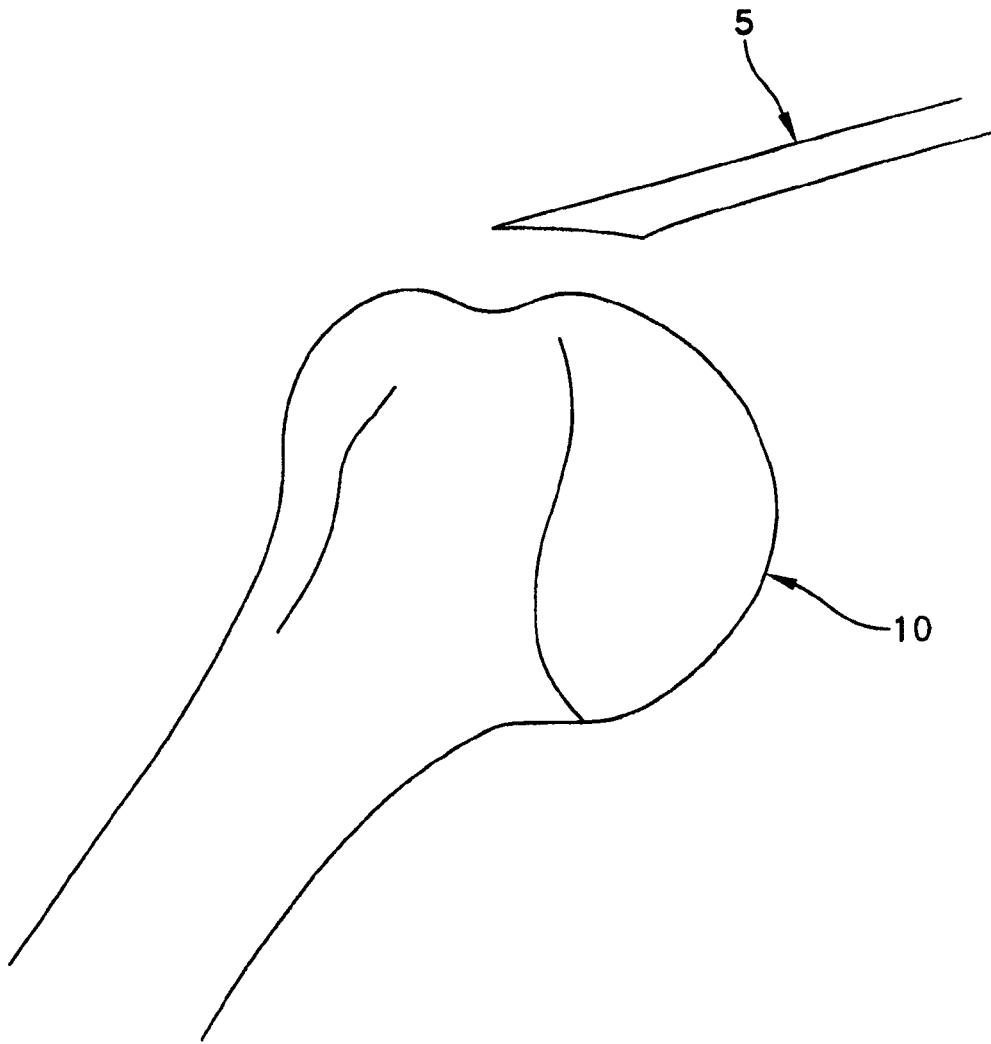


图 2

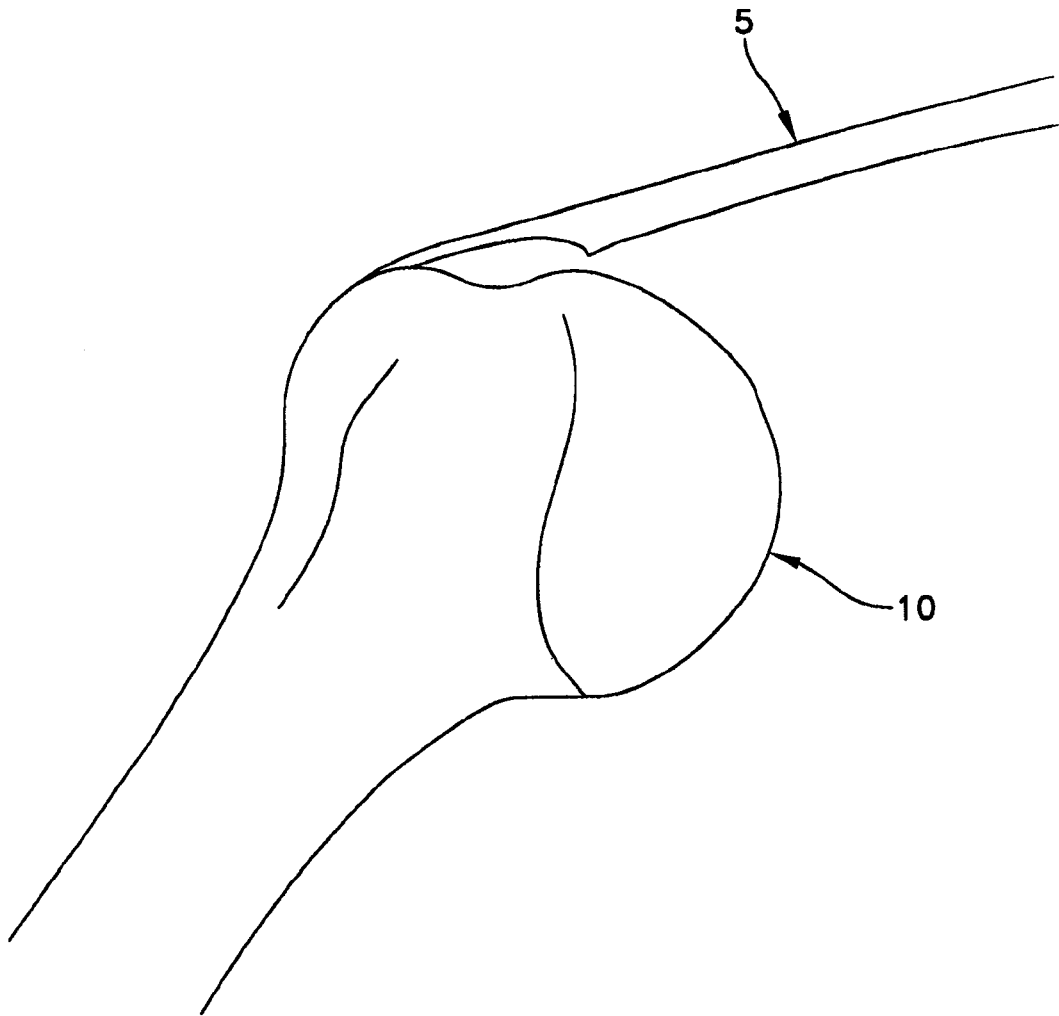


图 3

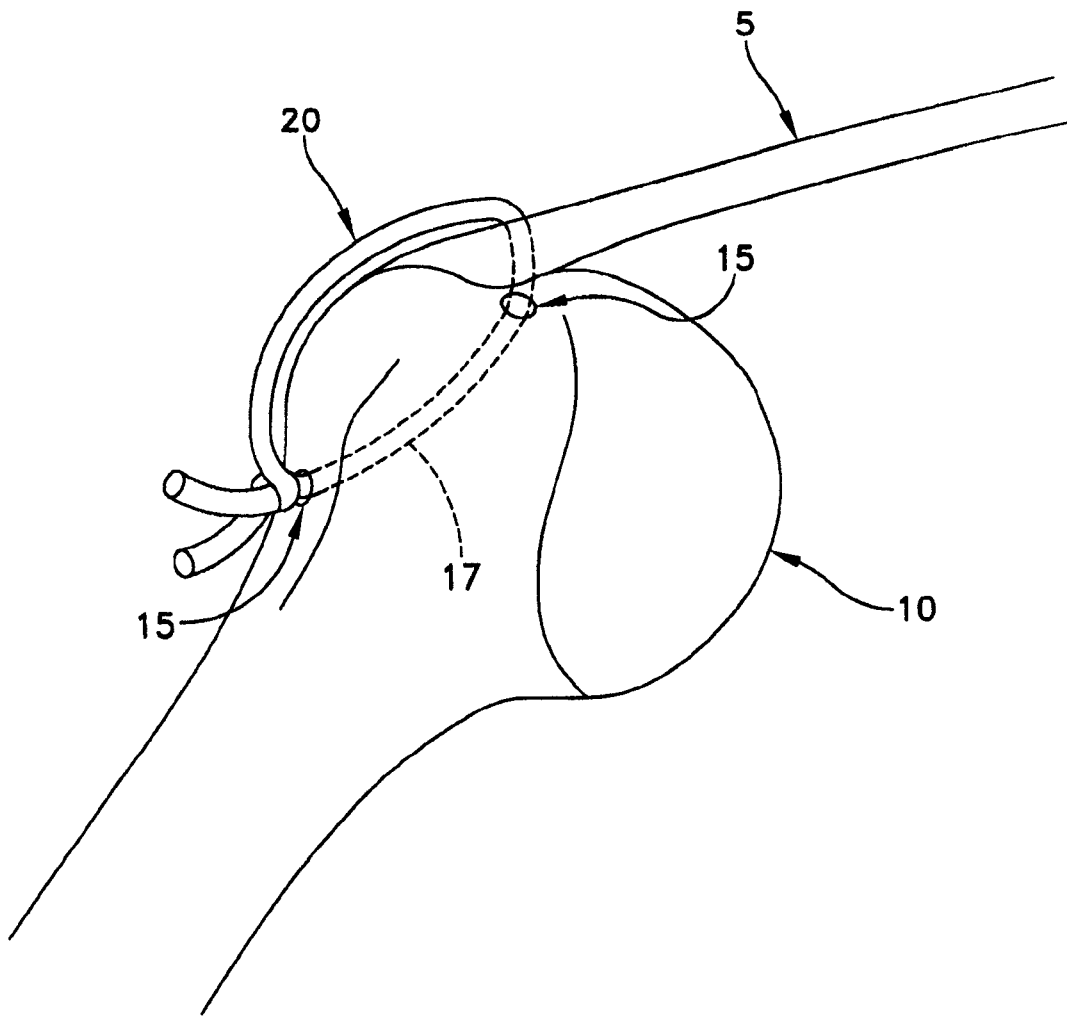


图 4  
(现有技术)

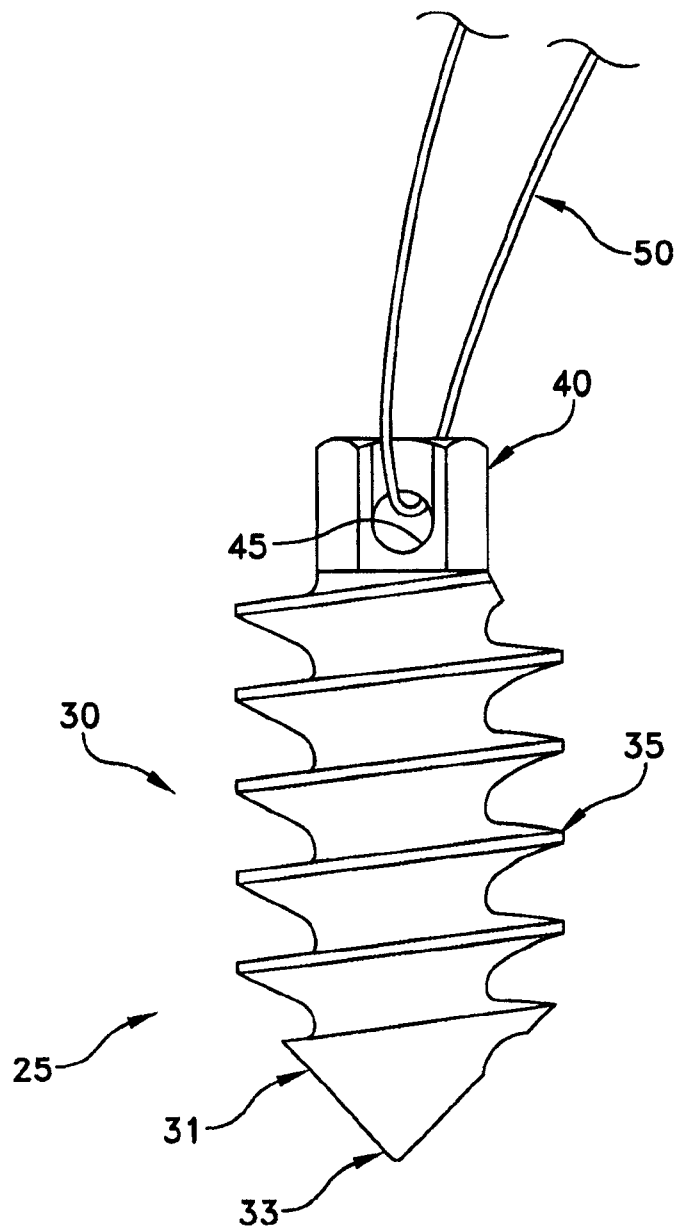


图 5  
(现有技术)

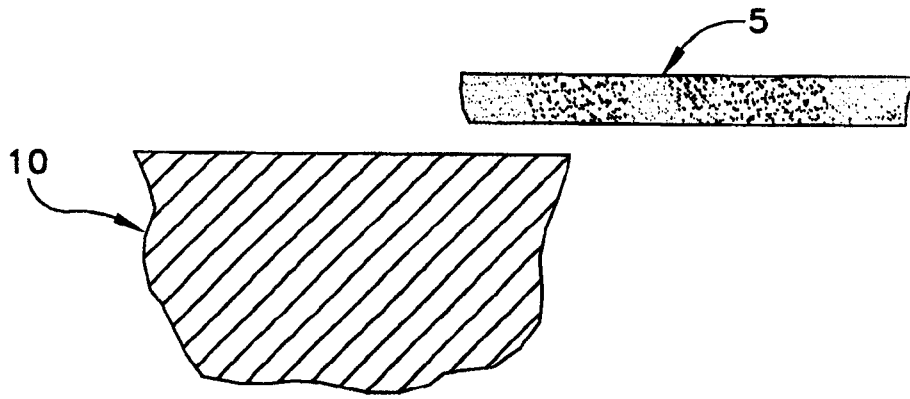


图 6  
(现有技术)

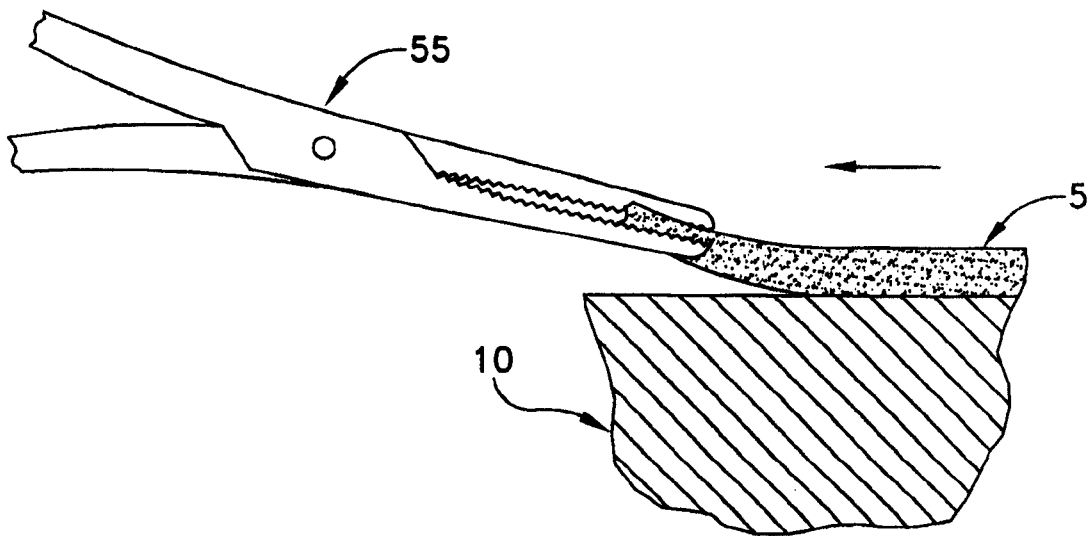


图 7  
(现有技术)



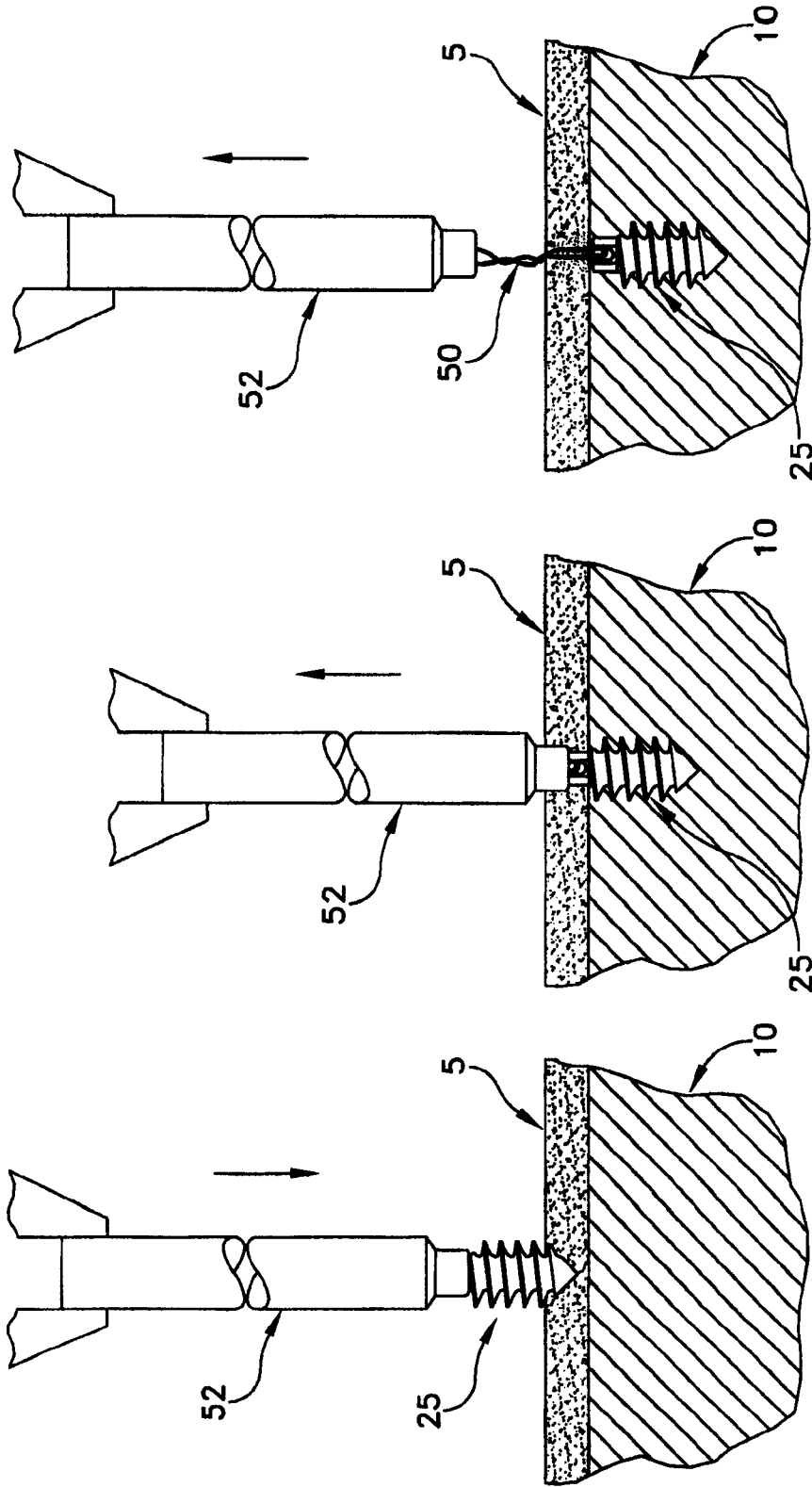


图 8 现有技术

图 9 现有技术

图 10 现有技术

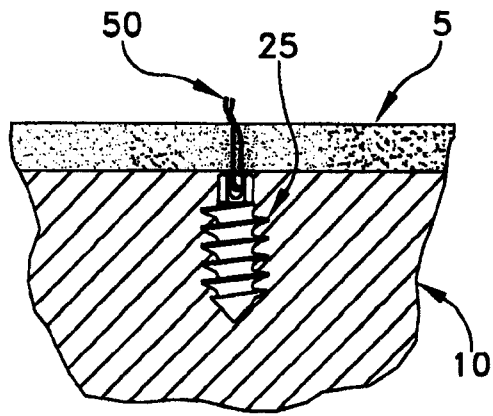


图 11  
(现有技术)

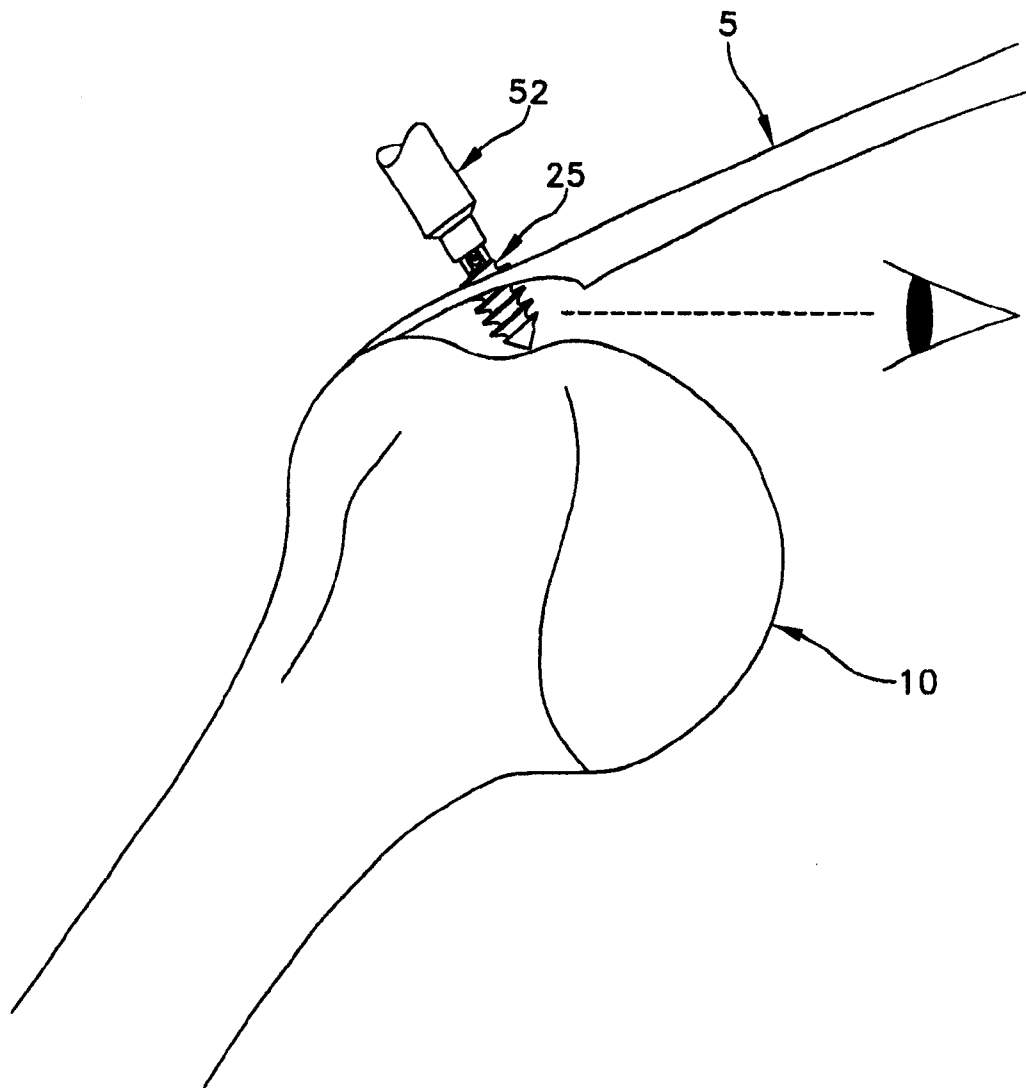


图 12

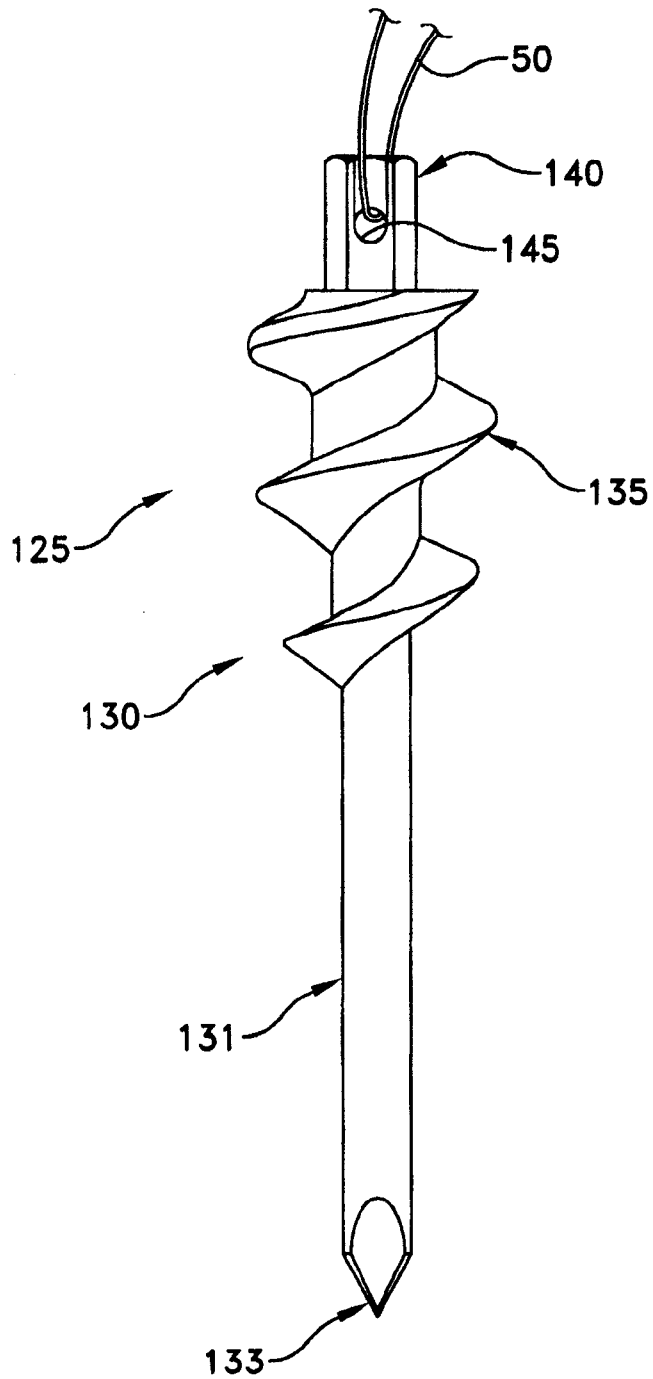


图 13

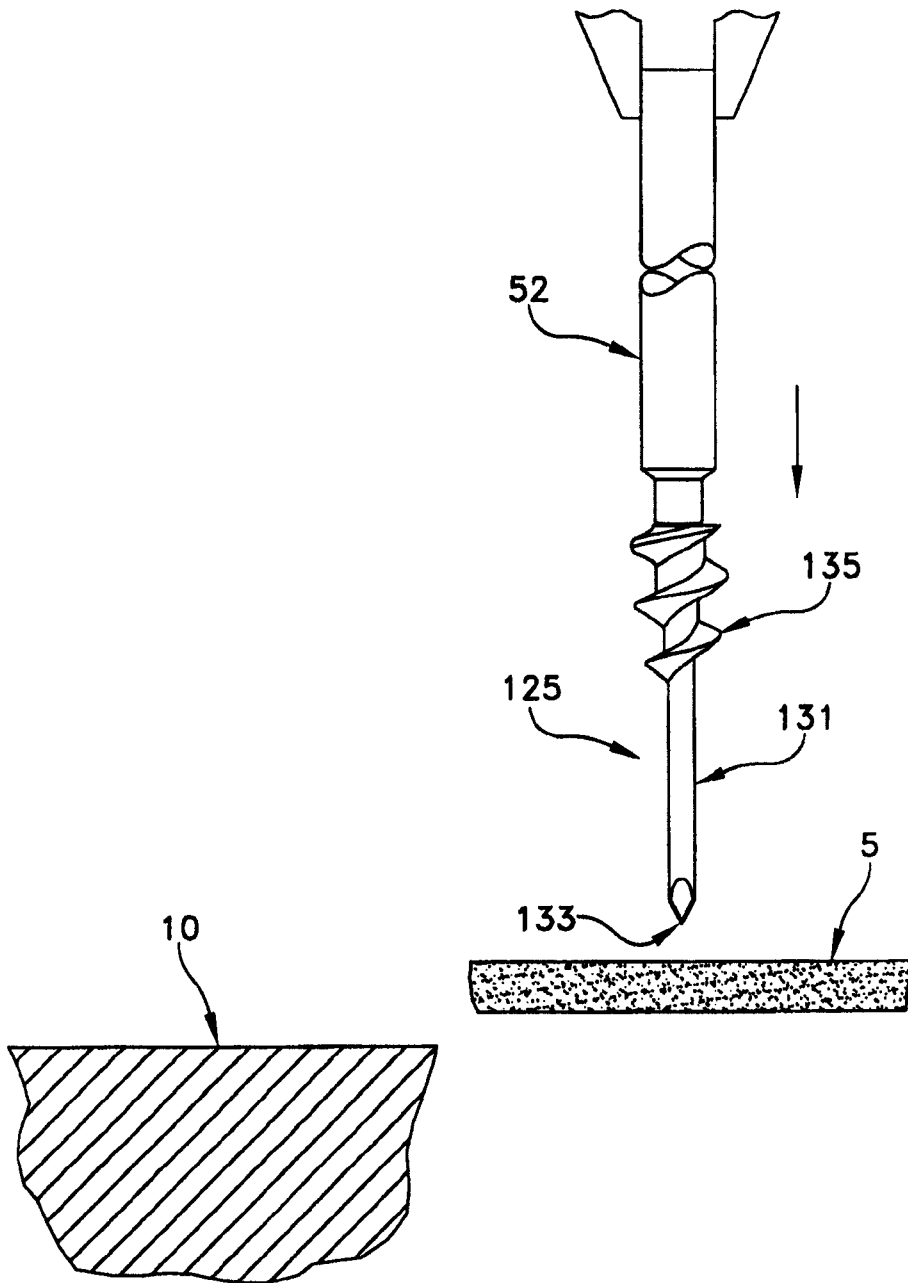


图 14

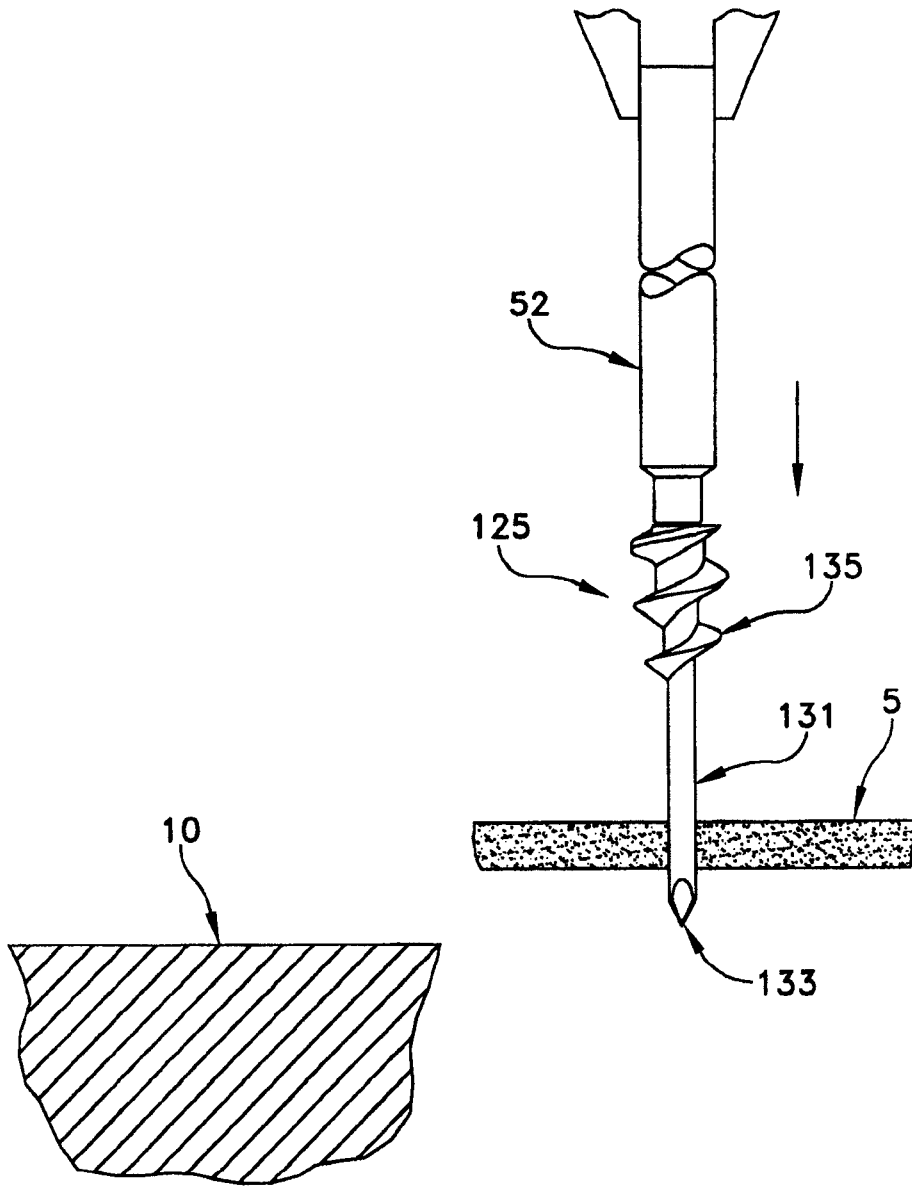


图 15

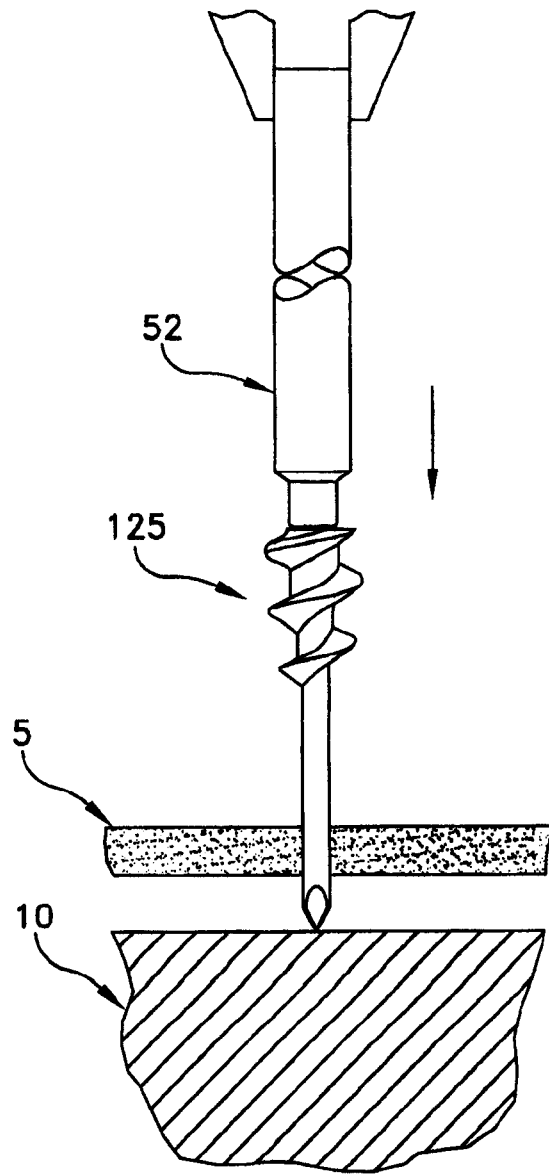


图 16

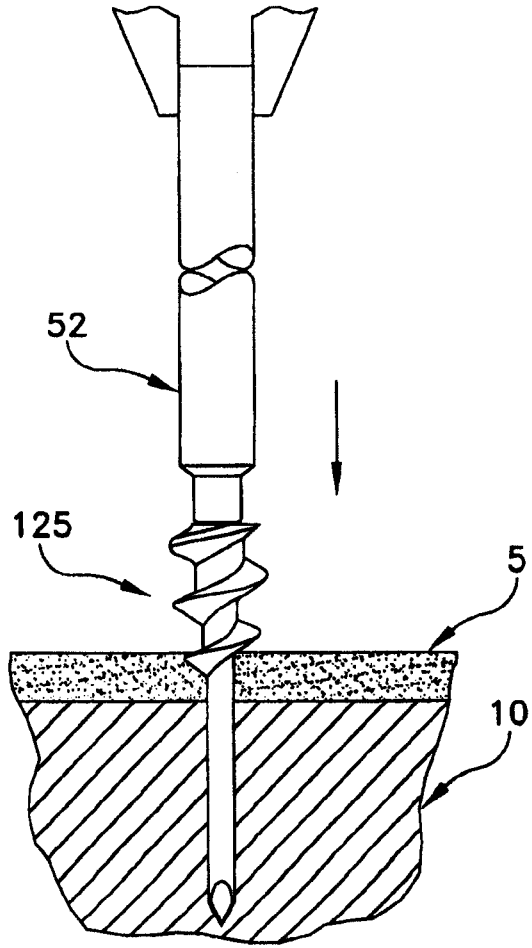


图 17

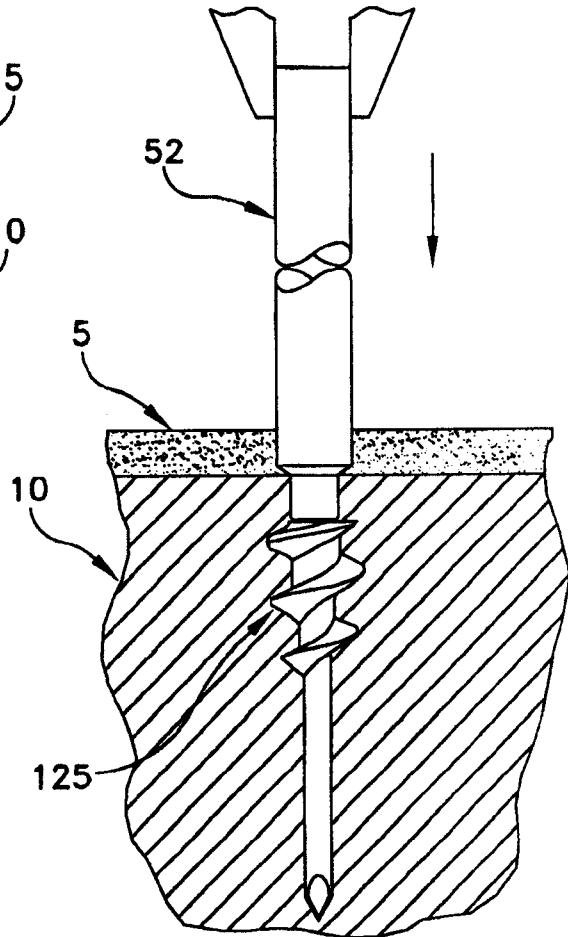


图 18



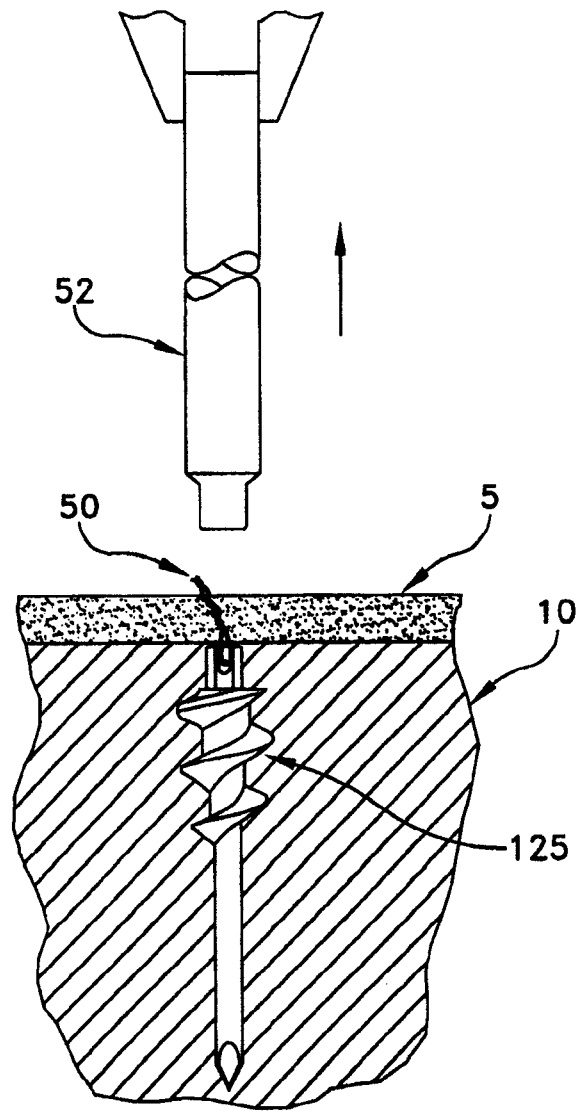


图 19

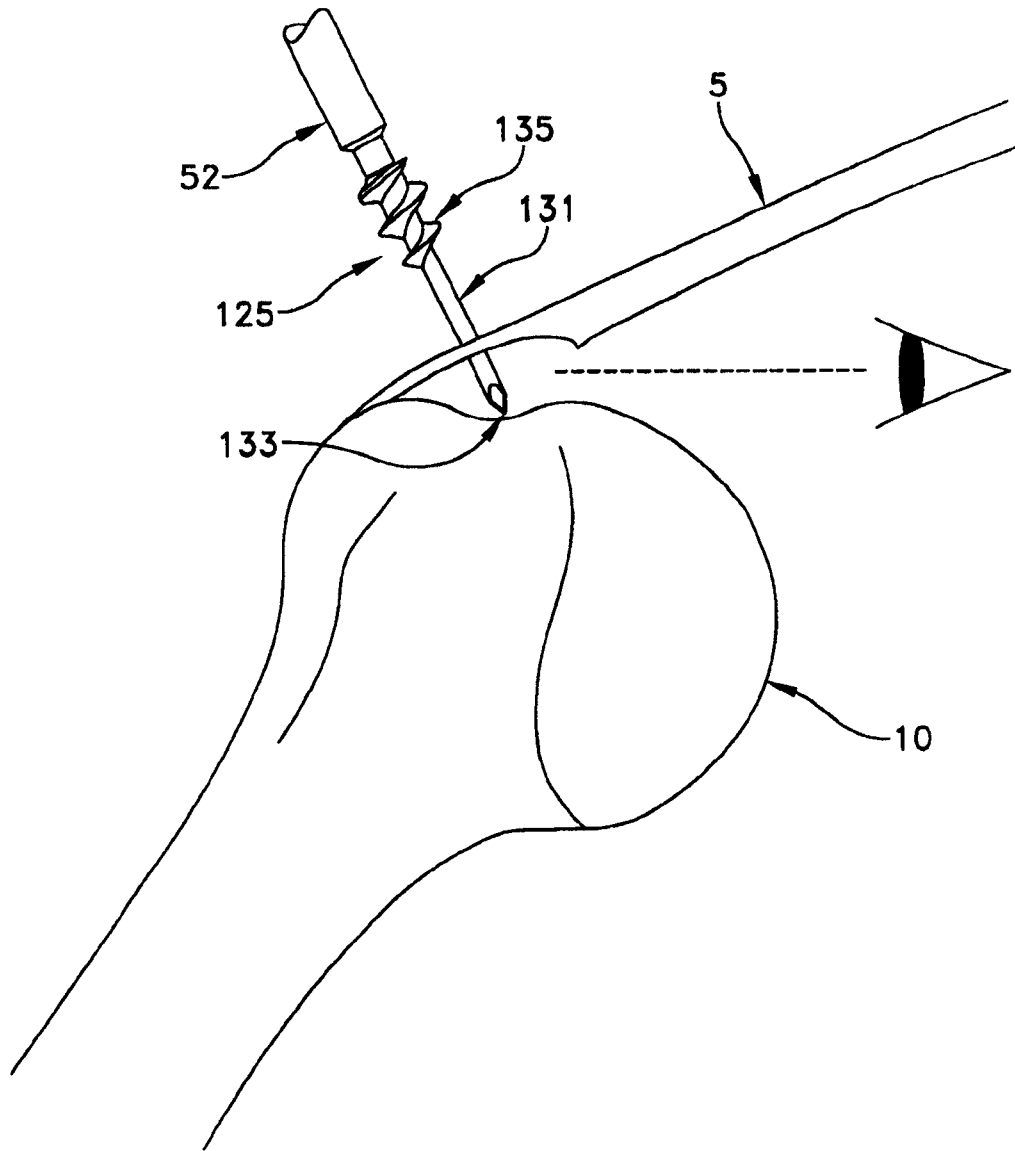


图 20

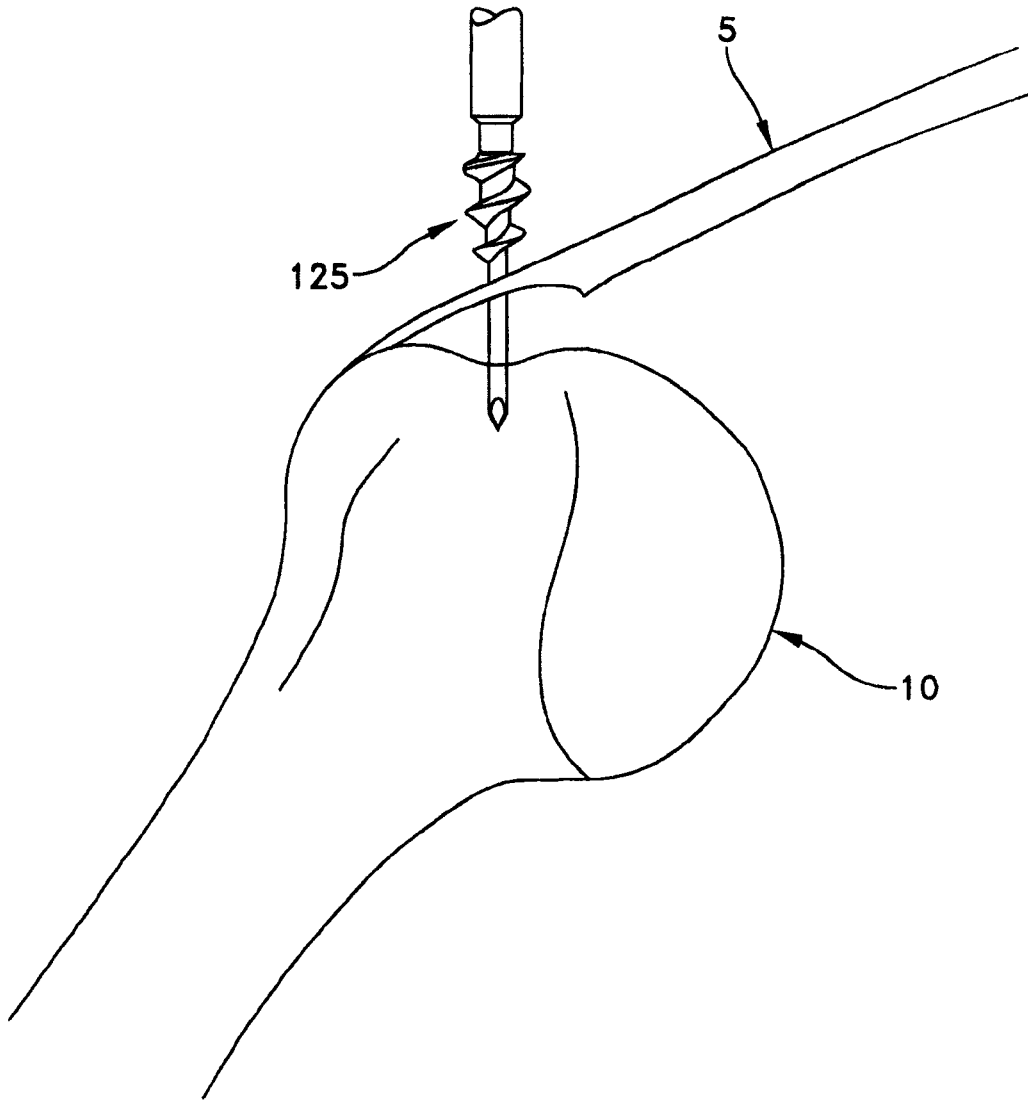


图 21

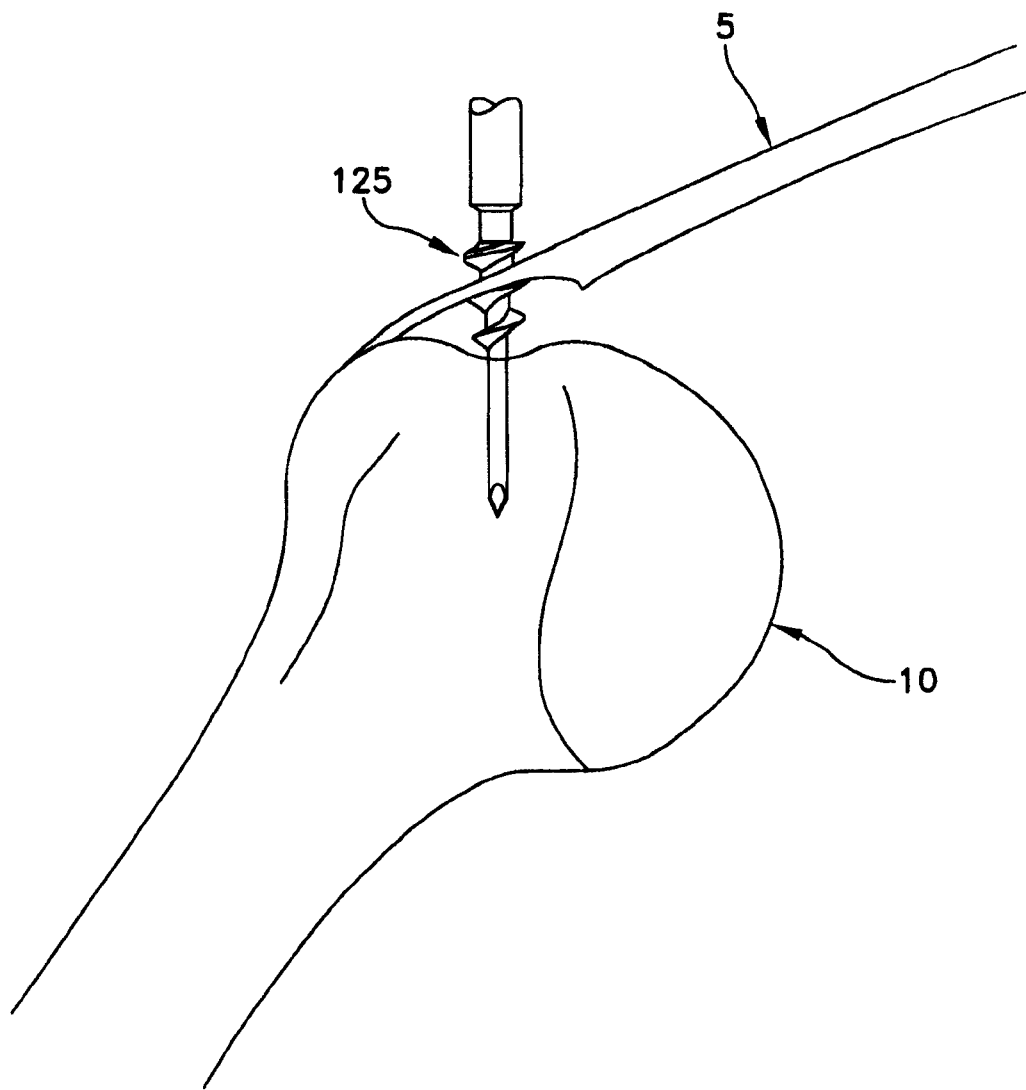


图 22

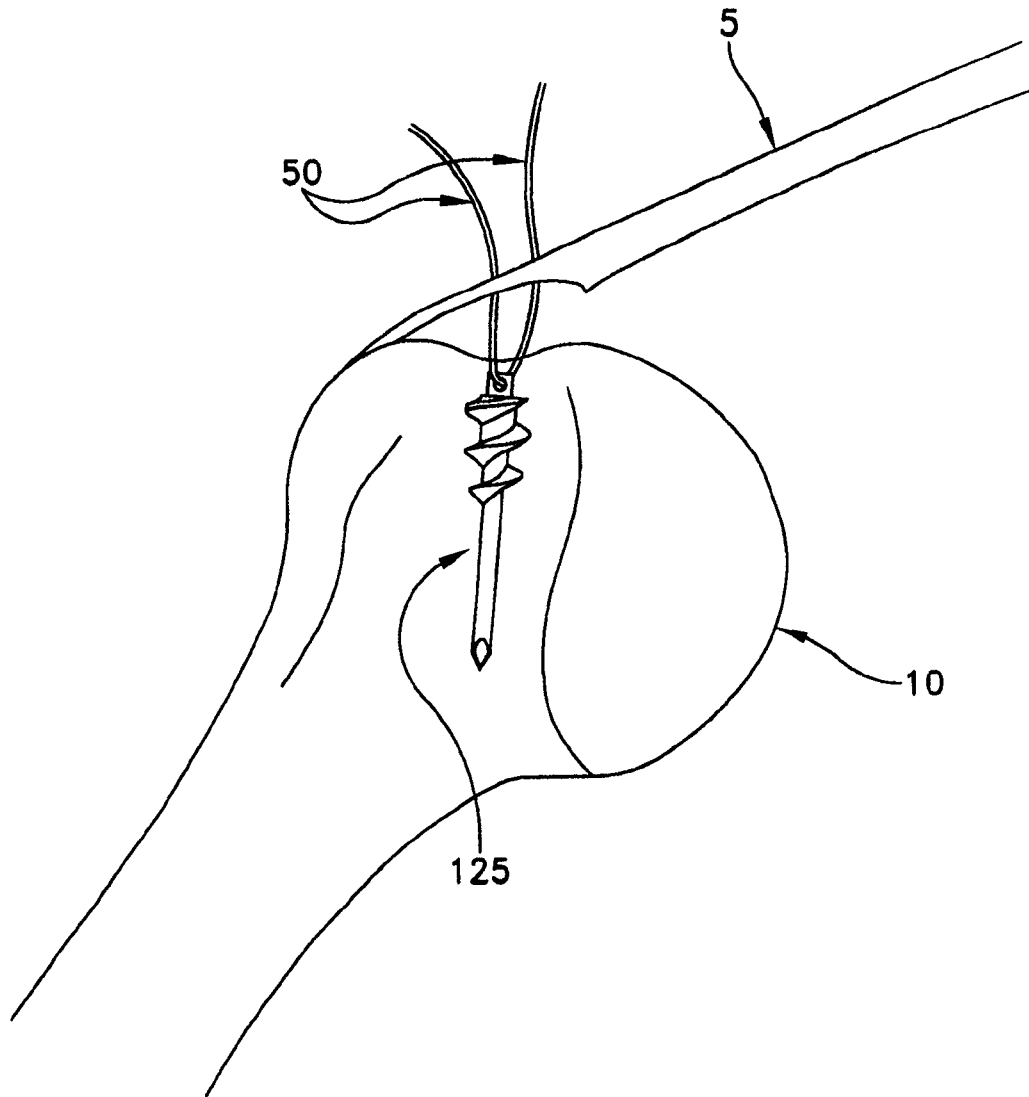


图 23

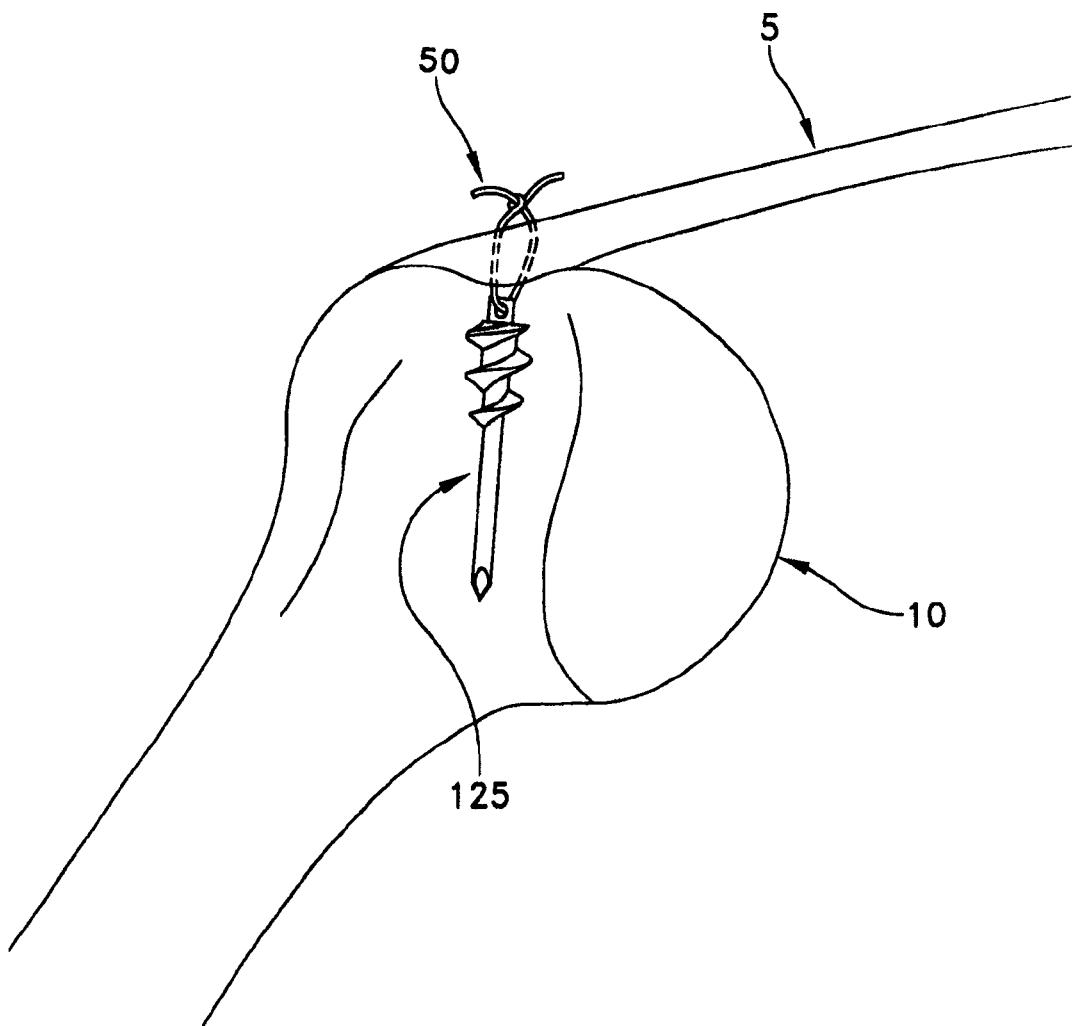


图 24

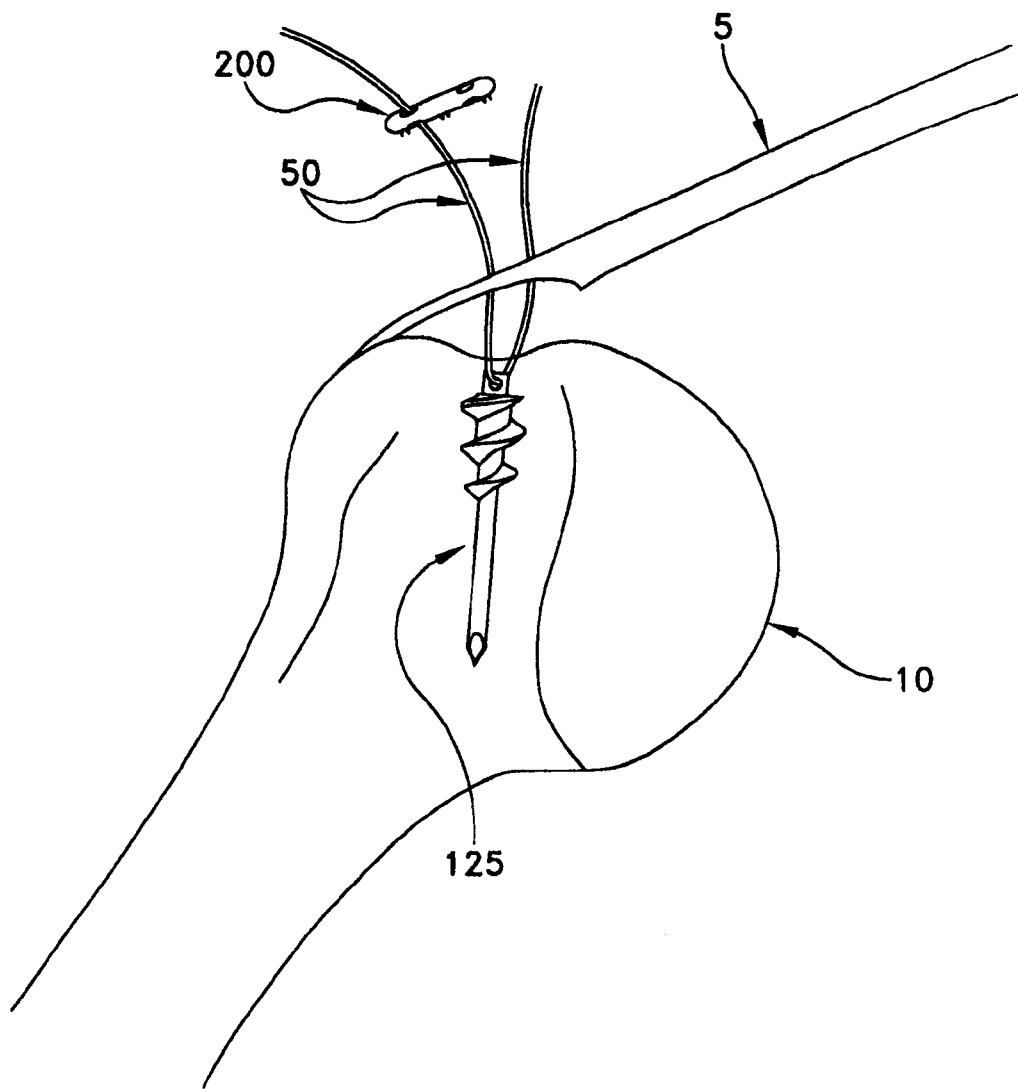


图 25

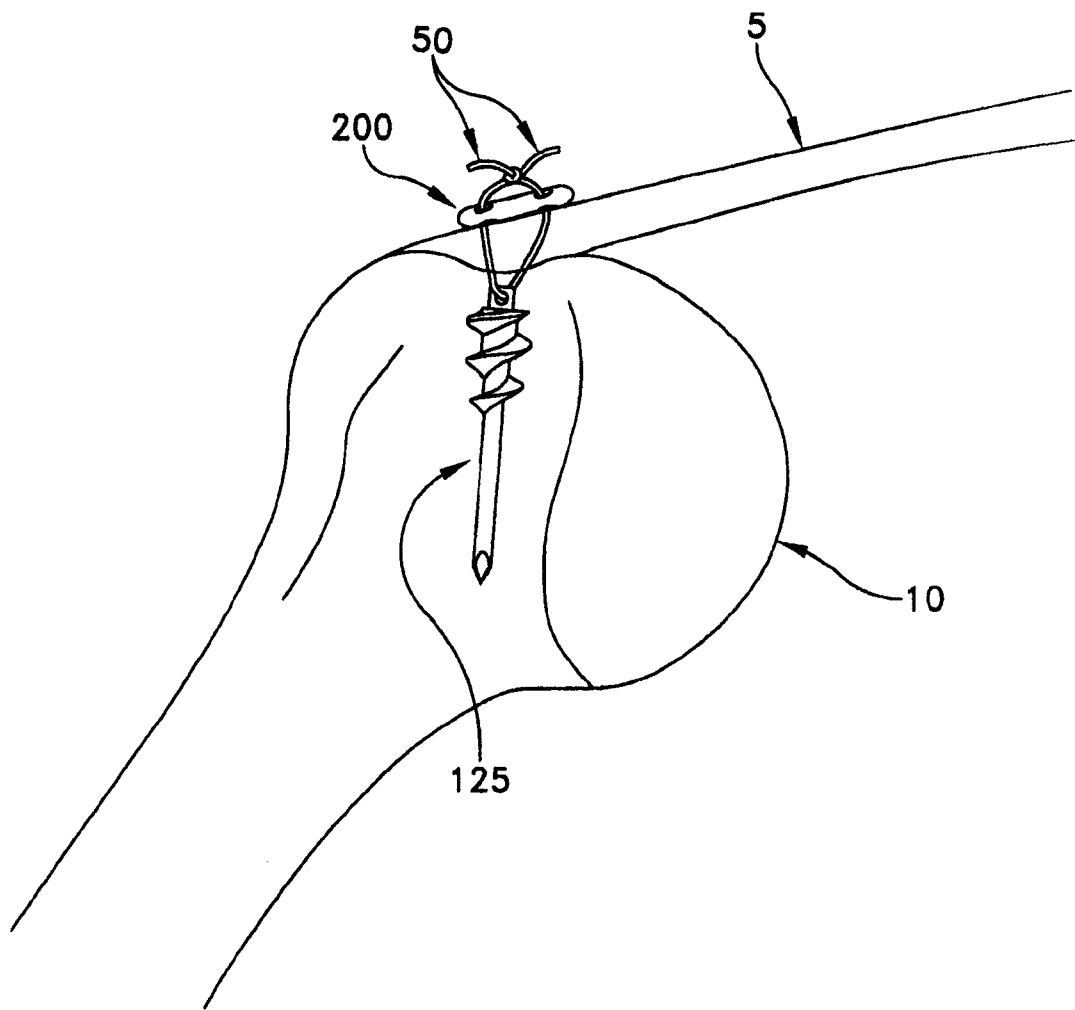


图 26



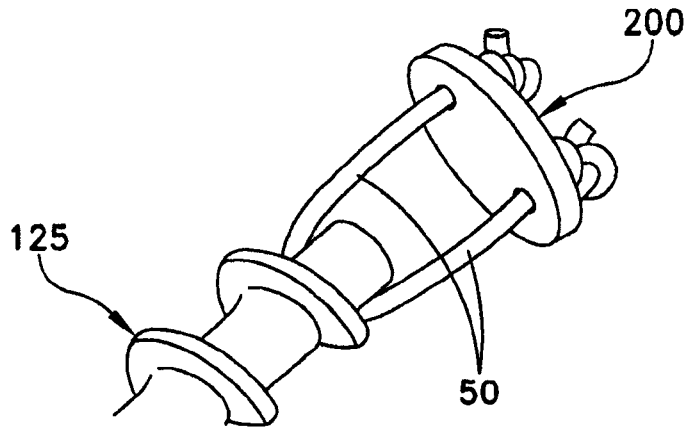


图 27

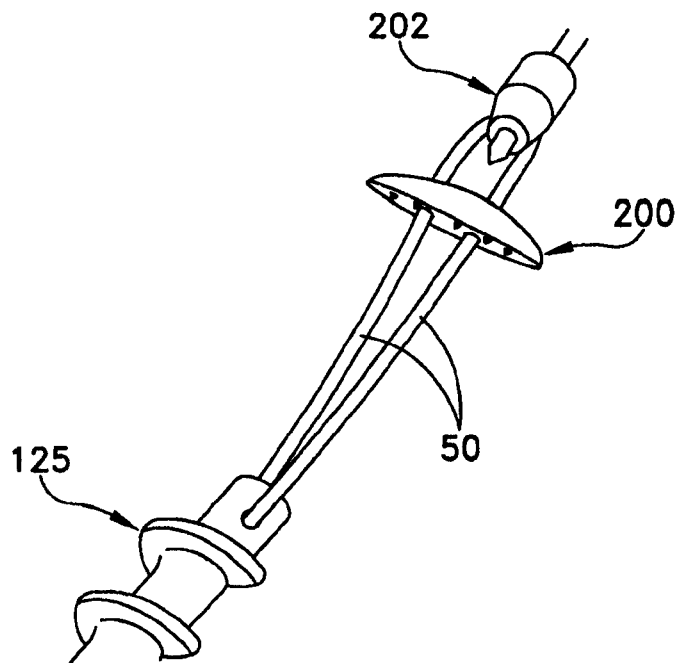


图 28

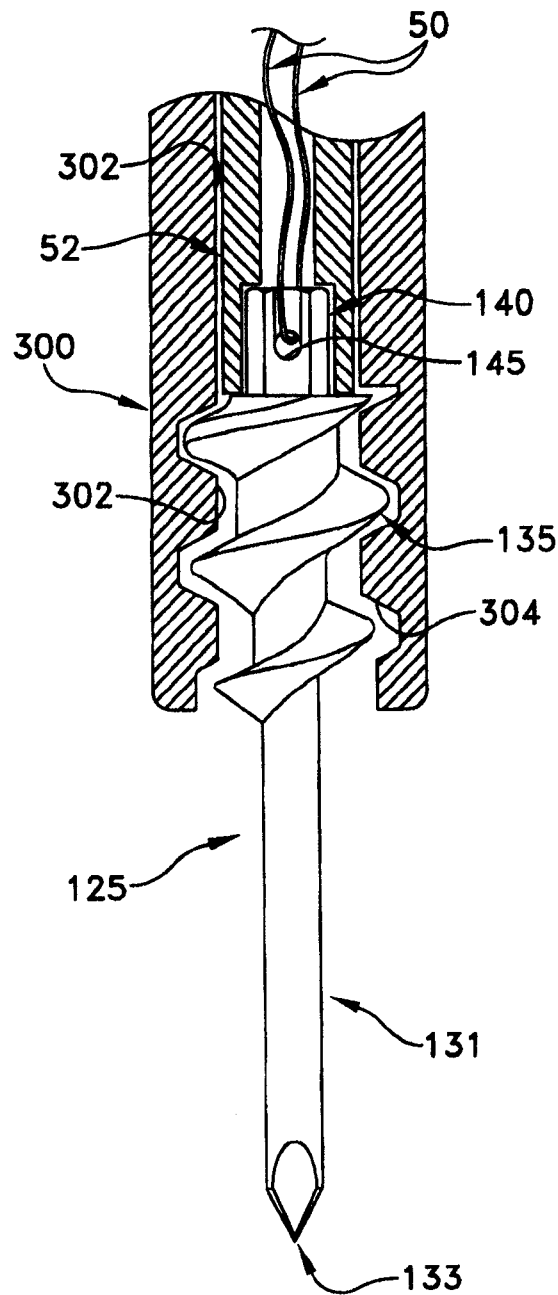


图 29

驱动器&植入物

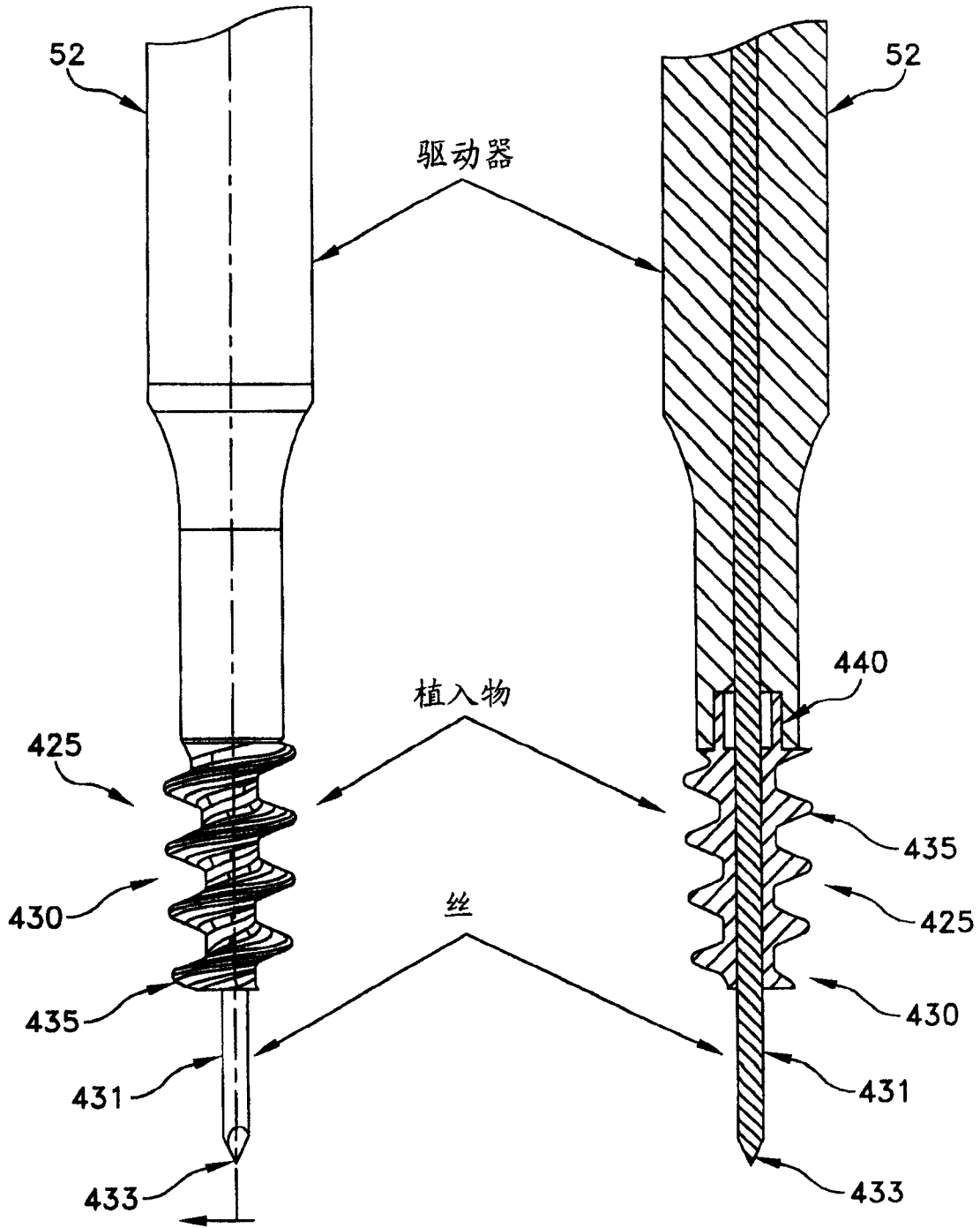


图 30

图 31

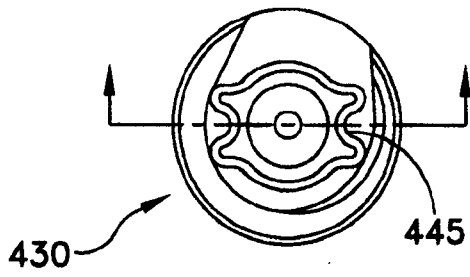


图 34

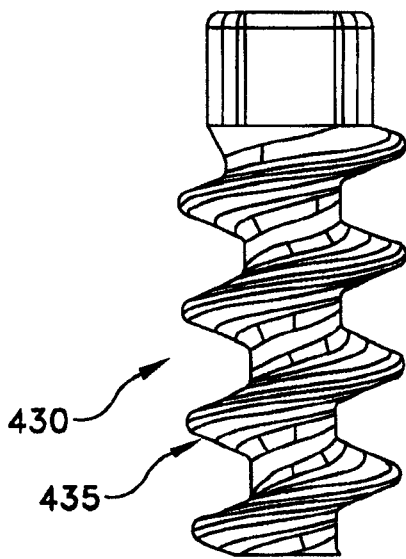


图 32

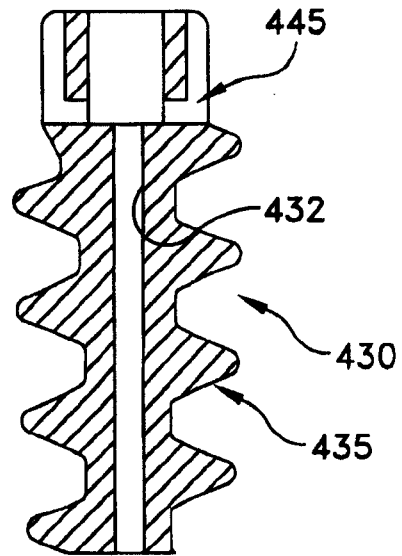


图 33

丝锥&丝

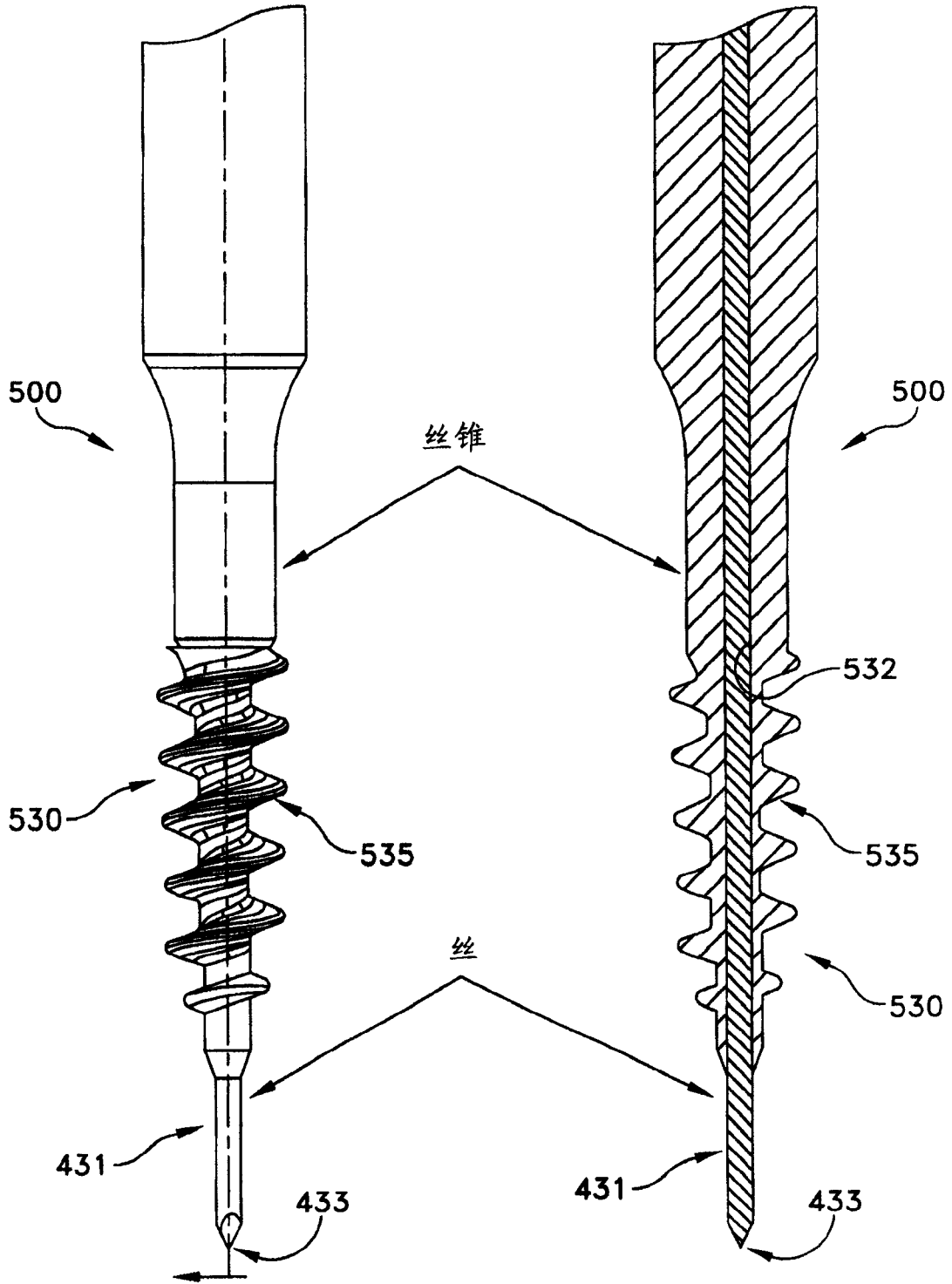
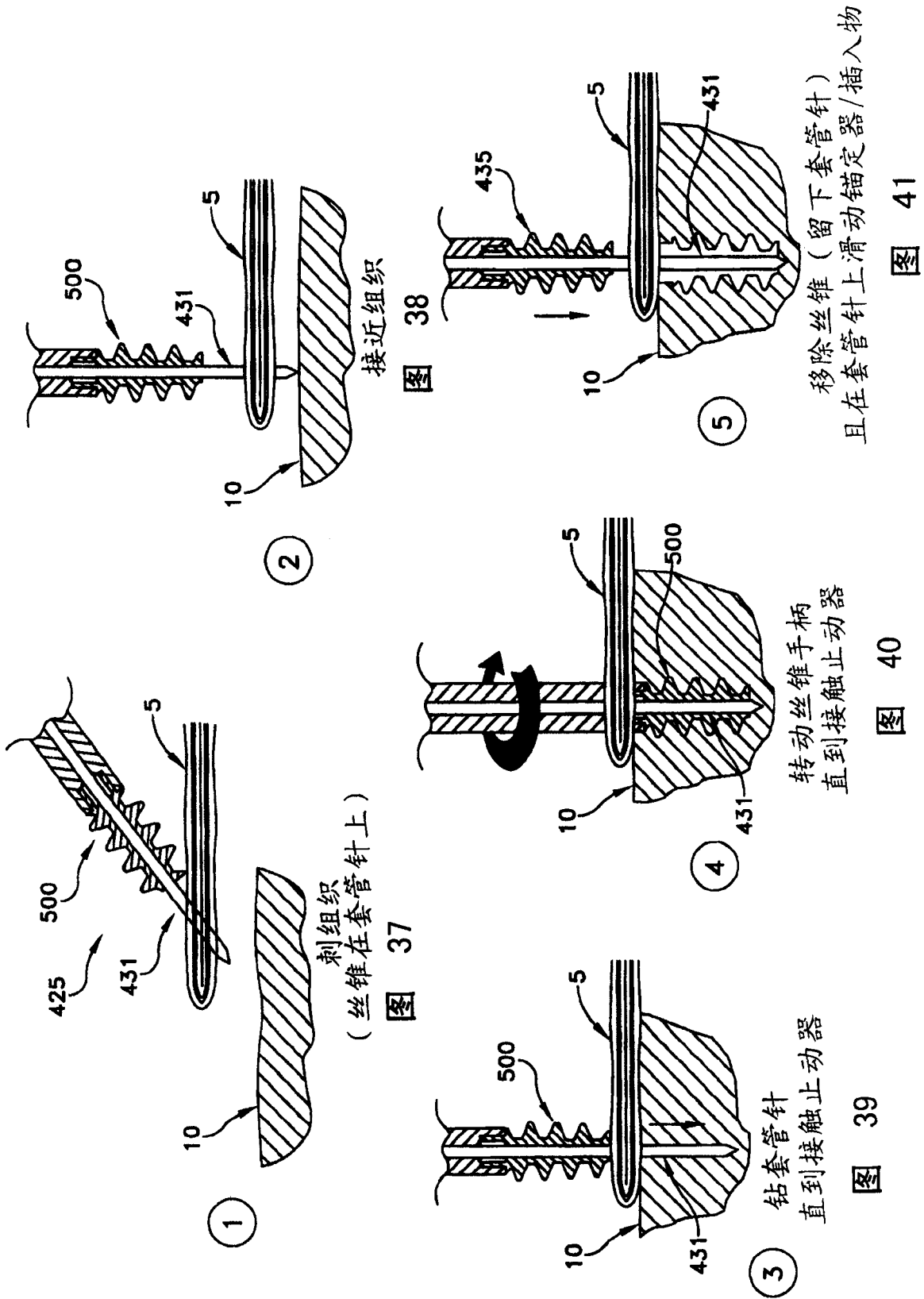
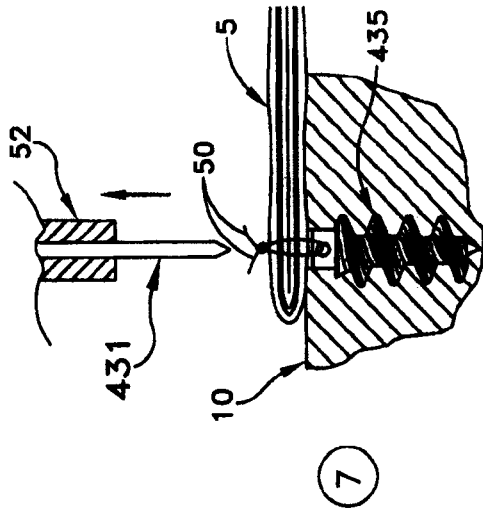


图 35

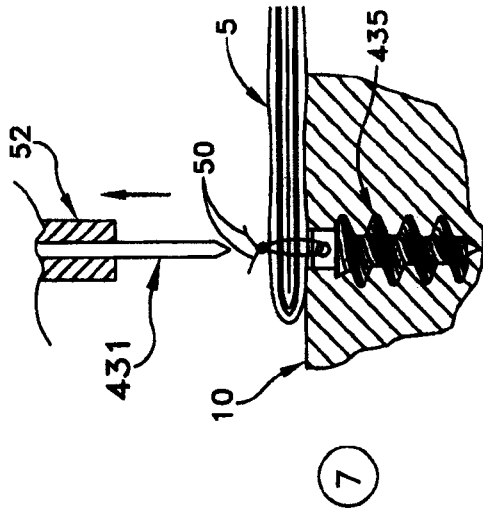
图 36





安装锚定器

图 42



移除插入物和套管针  
且用缝线固定组织

图 43

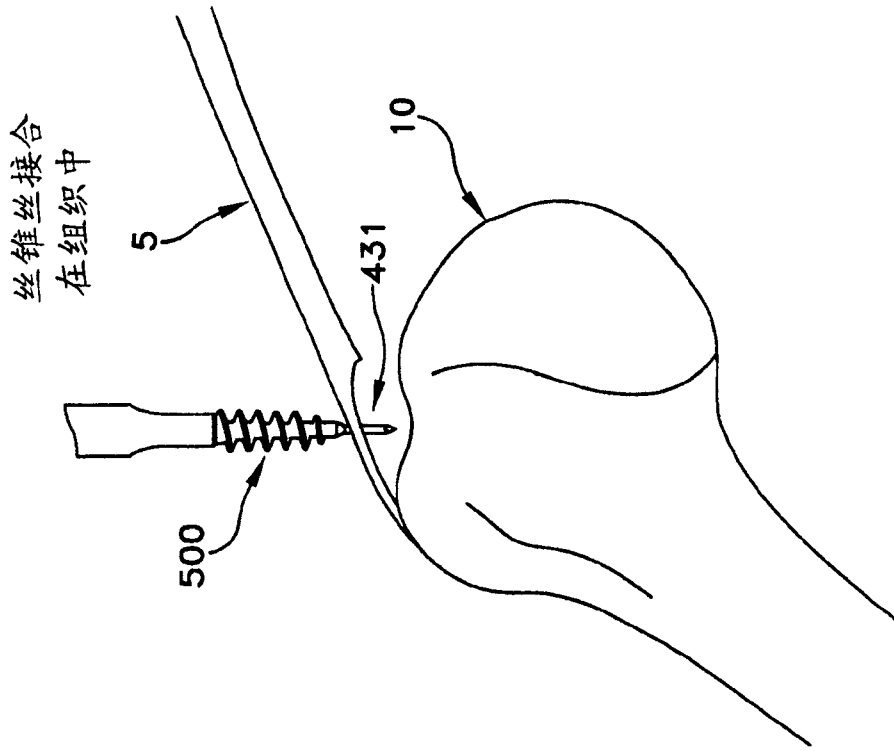


图 45

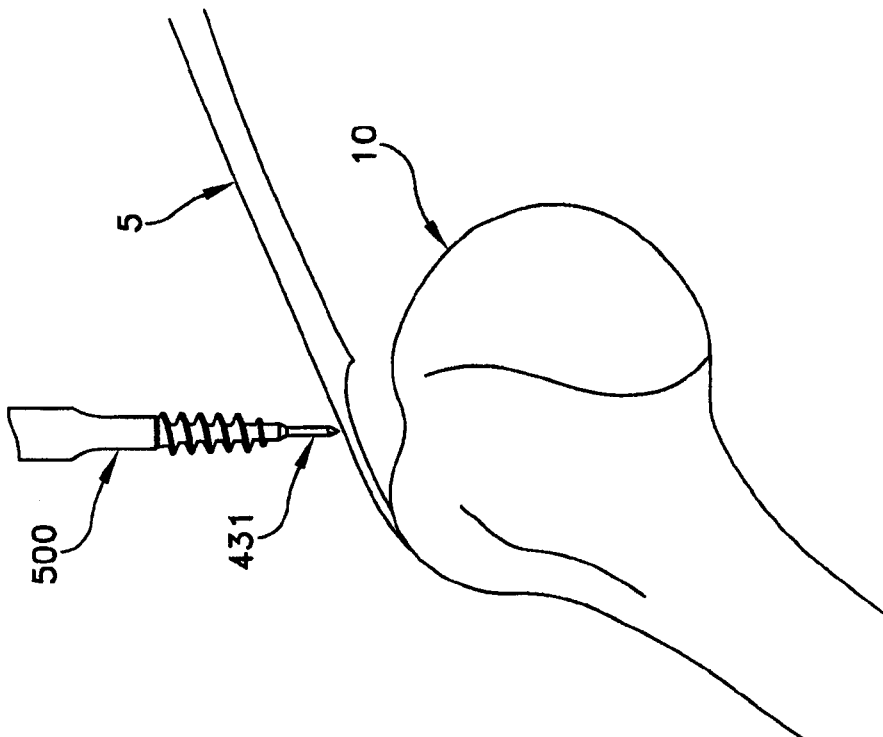


图 44



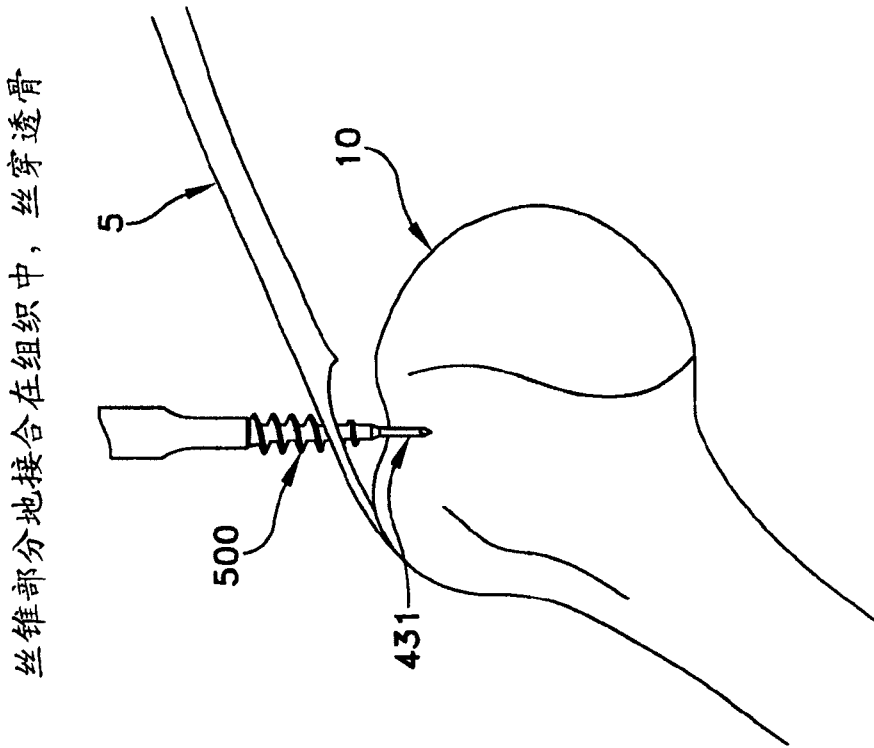


图 46

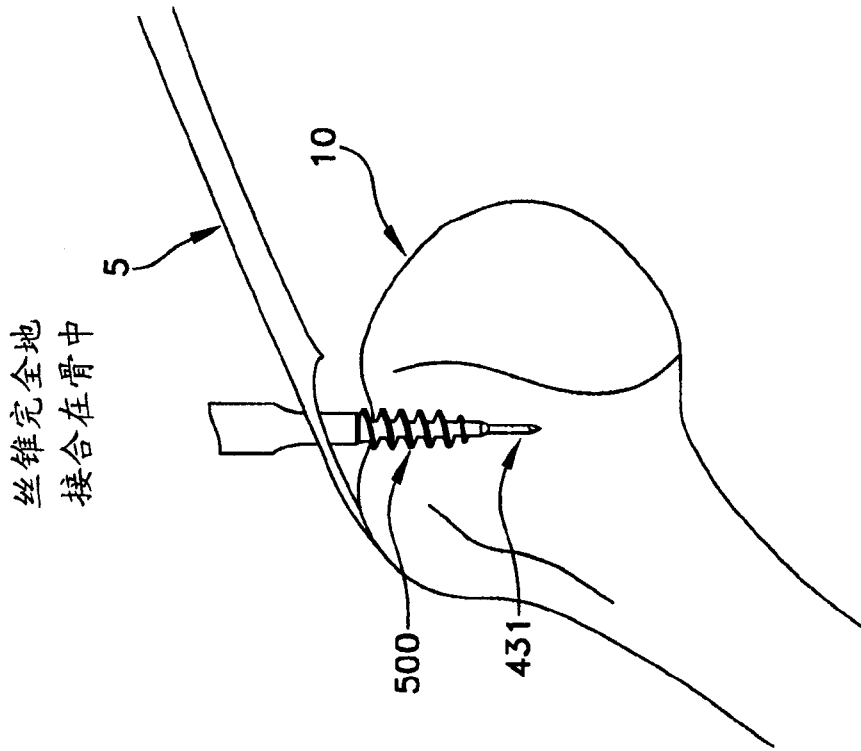


图 47

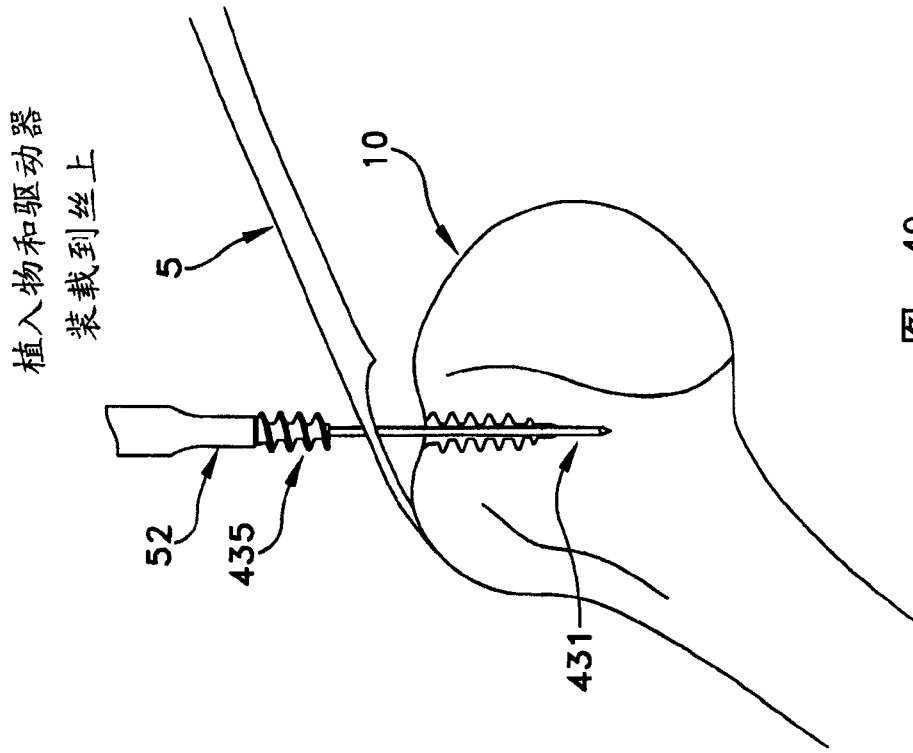


图 49

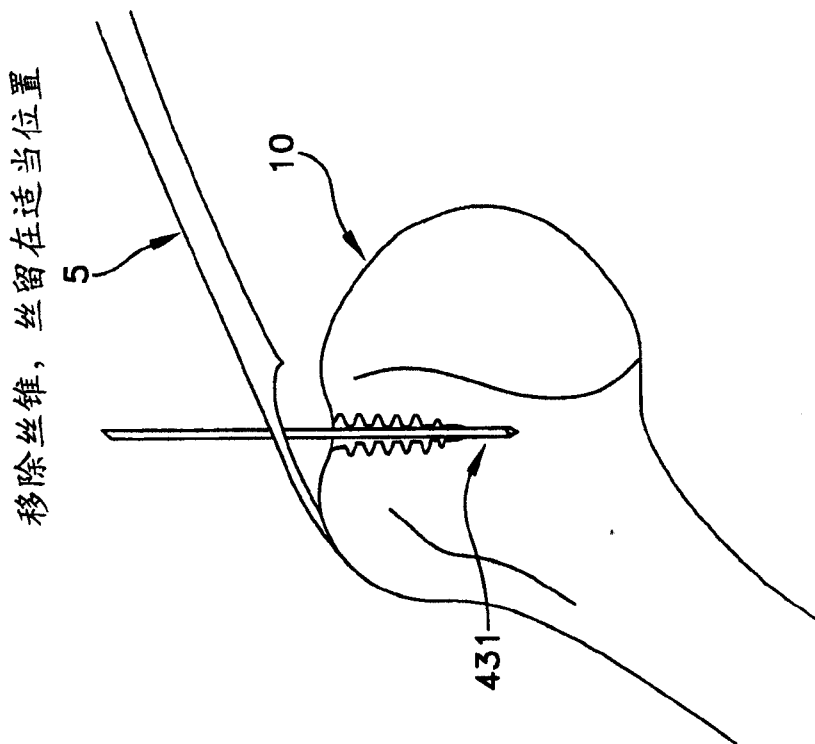


图 48

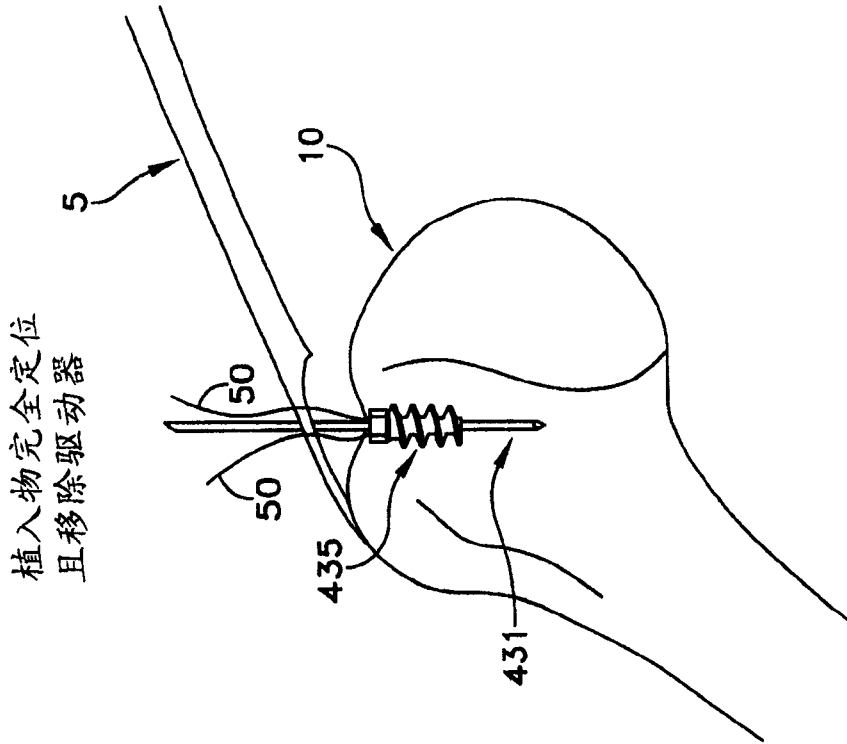


图 51

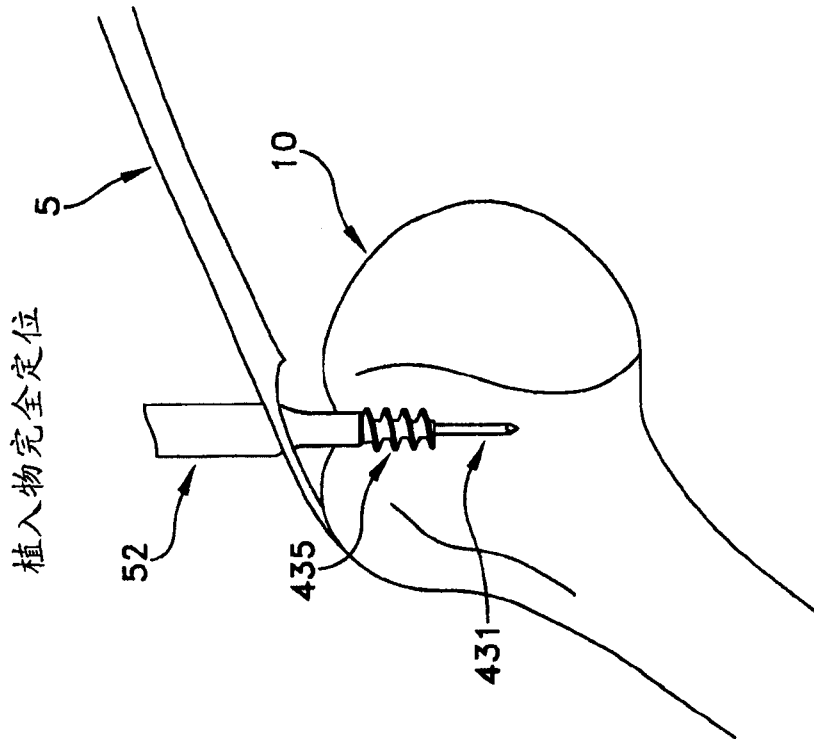


图 50

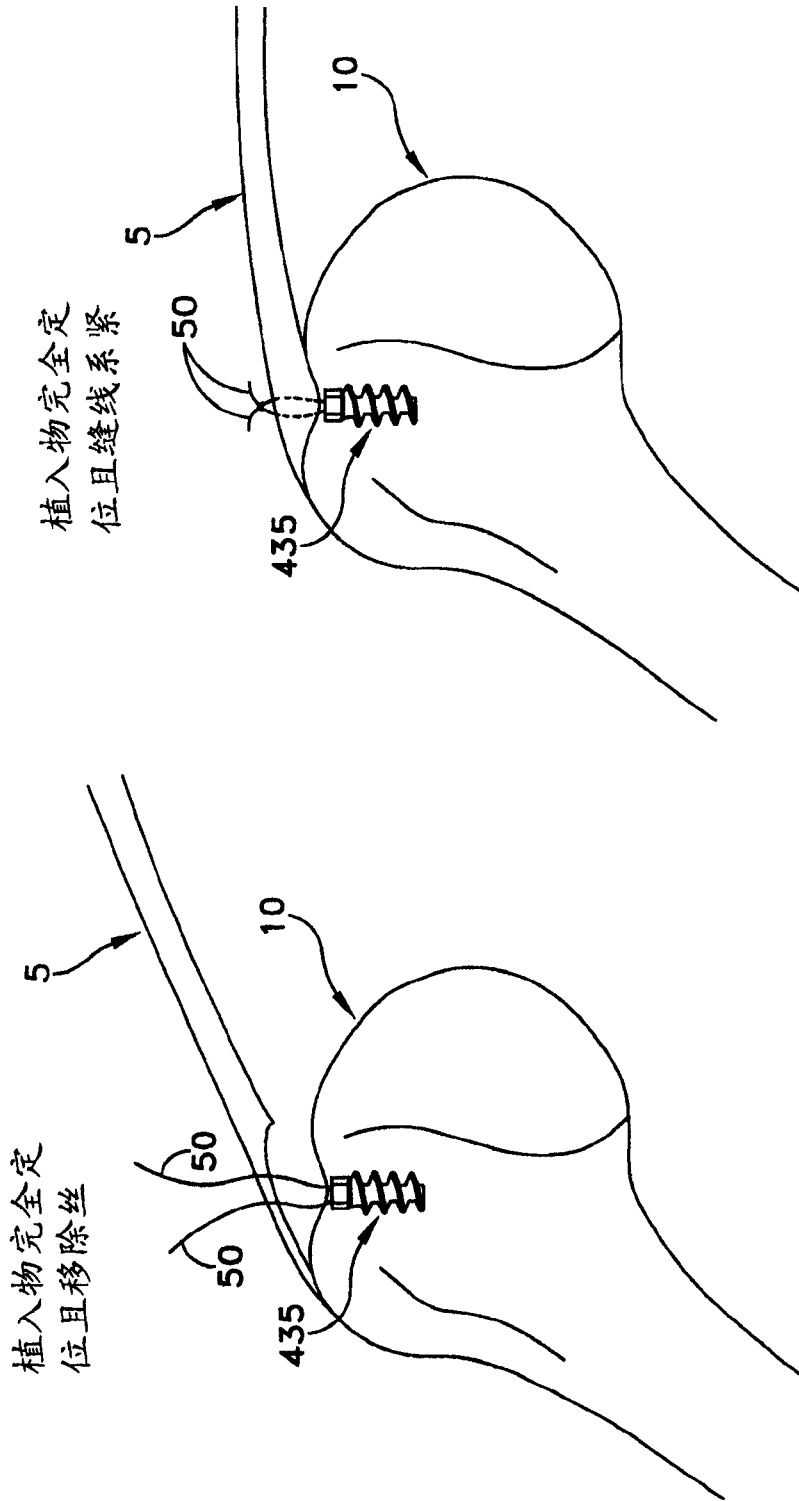


图 53

图 52