



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107343806 A

(43)申请公布日 2017. 11. 14

(21)申请号 201710315393.9

A61L 33/00(2006.01)

(22)申请日 2017.05.05

(30)优先权数据

15/148464 2016.05.06 US

(71)申请人 美多斯国际有限公司

地址 瑞士勒洛克勒

(72)发明人 G.R.怀特塔克 B.克勒维兰德

J.黄 D.B.斯彭西纳 W.R.帕里斯

J.A.马克斯 M.Z.森根

S.N.比特坦森 R.A.泰斯

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 吴俊 刘林华

(51)Int.Cl.

A61B 17/064(2006.01)

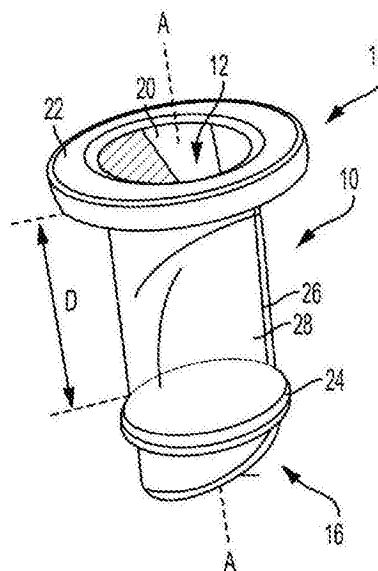
权利要求书2页 说明书12页 附图5页

(54)发明名称

用于血液流动的方法、装置和系统

(57)摘要

本发明提供了用于血液流动的各种示例性方法、系统和装置。一般来讲,植入物可以被配置成植入骨中并且延迟从骨流出的血液的凝结。植入物可以包括抗凝剂以延迟血液的凝结。抗凝剂可以涂覆于植入物上,可以是形成植入物的材料的天然成分,或者可以浸渍于形成植入物的材料中。在示例性实施方案中,将软组织固定到骨的外科手术中,植入物被植入骨中,诸如肩袖修复手术或前交叉韧带(ACL)修复手术。



1. 一种外科装置,包括:

被配置成植入患者的骨中的生物相容性管状构件,所述管状构件具有限定延伸通过所述管状构件的内腔的实心侧壁,使得血液能够通过所述内腔的第一开口端流入所述内腔中并且通过所述内腔的第二开口端流出所述内腔,并且所述管状构件在所述实心侧壁上具有抗凝剂。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述内腔是开口的并且不含封闭。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述内腔具有可移除地设置在其中的塞子,所述塞子封闭所述内腔,使得所述血液不能通过所述内腔的第二开口端流出所述内腔,直到所述塞子从所述内腔移除,所述塞子被配置成与所述管状构件一起植入所述患者中。

4. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述塞子具有从其延伸的缝合线,所述缝合线被配置成从所述患者身体内部延伸到所述患者身体外部并且从所述患者身体外部被拉出,从而从所述管状构件的内腔移除所述塞子。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述内腔具有设置在其中的可生物吸收材料,所述可生物吸收材料封闭所述内腔,使得所述血液不能通过所述内腔的第二开口端流出所述内腔,直到所述可生物吸收材料被所述患者身体至少部分地吸收。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述管状构件包括被配置成接合所述骨的保持构件,所述管状构件植入所述骨中,以将所述管状构件保持在所述骨内。

7. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述抗凝剂涂覆于所述实心侧壁的表面。

8. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述抗凝剂浸渍于形成所述实心侧壁的材料中。

9. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述抗凝剂包括肝素、硫酸肝素、华法林、水蛭素、水蛭肽、香豆素、磷酸胆碱、茚二酮、抗凝血酶III、贝米肝素、达肝素、达那肝素、依诺肝素、那屈肝素、帕肝素、瑞肝素、舒洛地特、亭扎肝素、柠檬酸葡萄糖抗凝液A(ACD-A)、乙二胺四乙酸(EDTA)、柠檬酸盐、草酸盐、Xa因子抑制剂和凝血酶抑制剂中的至少一种。

10. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述管状构件是可生物吸收的。

11. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述管状构件不是可生物吸收的。

12. 一种外科装置,包括:

被配置成植入患者的骨中的生物相容性锚定件,所述锚定件在其外表面上具有至少一个骨接合表面特征,所述骨接合表面特征被配置成接合所述骨以将所述锚定件固定在所述骨中,所述锚定件具有延伸穿过其的内腔,使得当所述锚定件植入所述骨中时,血液能够通过所述内腔的第一开口端流入所述内腔中并且通过所述内腔的第二开口端流出所述内腔,并且所述锚定件包括抗凝剂。

13. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述抗凝剂涂覆于所述锚定件的表面上。

14. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述抗凝剂浸渍于形成所述锚定件的材料中。

15. 根据权利要求12所述的装置,其特征在于,所述抗凝剂包括肝素、硫酸肝素、华法林、水蛭素、水蛭肽、香豆素、磷酸胆碱、茚二酮、抗凝血酶III、贝米肝素、达肝素、达那肝素、

依诺肝素、那屈肝素、帕肝素、瑞肝素、舒洛地特、亭扎肝素、柠檬酸葡萄糖抗凝液A (ACD-A)、乙二胺四乙酸 (EDTA)、柠檬酸盐、草酸盐、Xa因子抑制剂和凝血酶抑制剂中的至少一种。

16. 一种手术方法,包括:

在软组织修复手术中在患者的骨中形成孔;以及

将植入物植入所述孔中,所述植入物包括抗凝剂,并且植入的所述植入物允许血液流过其。

17. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,所述植入物是锚定件,并且所述锚定件在其外表面上具有至少一个骨接合表面特征,所述骨接合表面特征接合所述骨,以将所述锚定件固定在所述孔中。

18. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,所述植入物是管状构件,并且当所述植入物植入所述孔中时,所述内腔是开口的并且不含封闭,使得允许所述血液在完成所述软组织修复手术之前开始流过植入的所述植入物。

19. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,所述植入物是管状构件,并且当所述植入物植入所述孔中时所述内腔封闭,使得防止所述血液流过植入的所述植入物,直到在完成所述软组织修复手术之后经过了选择量的时间。

20. 根据权利要求16所述的方法,其特征在于,还包括在远离植入了所述植入物的部位一定距离的部位处将锚定件植入所述骨中,其中所述植入物为管状构件,所述管状构件不与任何植入的物体一起连接至所述锚定件。

21. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述塞子包括针织材料,所述针织材料封闭所述内腔,直到所述针织材料被拉动以使所述针织材料松散。

22. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述塞子由设置在其中的能量激活材料制成,所述能量激活材料封闭所述内腔,直到所述能量激活材料通过向其施加能量而被激活。

用于血液流动的方法、装置和系统

技术领域

[0001] 本公开整体涉及用于血液流动的方法、系统和装置。

背景技术

[0002] 软组织诸如韧带、肌腱和肌肉附接到人体骨骼的大部分。具体地讲,许多韧带和肌腱附接到骨而形成关节,诸如肩关节和膝关节。多种损伤和病症需要将软组织附接或重新附接到骨和/或周围组织。例如,当原本健康的组织从骨撕离时,通常需要进行外科手术以将组织重新附接到骨,从而实现愈合和自然的重新附接。

[0003] 原本健康的组织从骨撕离的一个示例是肩袖撕裂,其中肩袖肌腱部分或完全地从肱骨撕裂。将肩袖肌腱重新附接到肱骨的外科手术具有高达40%的失败率。为帮助减少这种失败率而开发的一种方法是将血液添加到修复部位,以帮助和改善愈合过程,因为血液包括愈合因子。添加血液的一种方法是使具有附接于其上的肌腱的骨剥离或以其他方式磨损,以引起骨中的一些出血。添加血液的另一种方法是在具有附接于其上的肌腱的骨中制造微创孔,以使得血液从微创孔“滴下”。然而,在剥离、磨损或制造微创孔后的短时间内会生成血凝块,通常在数分钟或数小时之内,因此有限量的血液被添加至修复部位,这可能会限制添加血液的治疗效果,在执行外科手术过程中,将骨剥离、磨损或制造微创孔后,只能在短时间内添加血液,这可能不能促进长期愈合。

[0004] 因此,仍然需要改进用于血液流动的方法、系统和装置的方法和装置。

发明内容

[0005] 本发明提供了用于血液流动的方法、系统和装置。

[0006] 在一个方面,提供了一种外科装置,在一个实施方案中,该外科装置包括被配置成植入患者的骨中的生物相容性管状构件。管状构件具有限定内腔延伸穿过管状构件的实心侧壁,使得血液可以通过内腔的第一开口端流入内腔并且通过内腔的第二开口端流出内腔。管状构件包括实心侧壁上的抗凝剂。

[0007] 外科装置可以任何数量的方式变化。例如,内腔可以是开口的并且不含封闭。另一个示例,内腔可具有设置在其中用于封闭内腔的可生物吸收材料,使得血液不能通过内腔的第二开口端流出内腔,直到可生物吸收材料至少部分地被患者的身体吸收。再如,管状构件可包括被配置成接合植入有管状构件的骨的保持构件,以将管状构件保持在骨内。又如,抗凝剂可以涂覆在实心侧壁的表面。针对另一个示例,抗凝剂可浸渍于形成实心侧壁的材料中。另一个示例,抗凝剂可包括肝素、硫酸肝素、华法林、水蛭素、水蛭肽、香豆素、磷酸胆碱、茛二酮、抗凝血酶III、贝米肝素、达肝素、达那肝素、依诺肝素、那屈肝素、帕肝素、瑞肝素、舒洛地特、亭扎肝素、柠檬酸葡萄糖抗凝液A(ACD-A)、乙二胺四乙酸(EDTA)、柠檬酸盐、草酸盐、Xa因子抑制剂和凝血酶抑制剂中的至少一种。再如,管状构件可以是可生物吸收的。又如,管状构件可以不是可生物吸收的。对于另一个示例,管状构件可具有被配置成接合植入有管状构件的骨的第一保持构件,以阻止管状构件朝远侧推进到骨中,并且管状

构件可具有与第一保持构件间隔开的第二保持构件,并且被配置成接合植入有管状构件的骨,以阻止管状构件从骨朝近侧推进。

[0008] 再如,内腔可具有可移除地设置在其中用于封闭内腔的塞子,使得血液不能通过内腔的第二开口端流出内腔,直到塞子从内腔移除,并且该塞子可被配置成与管状构件一起植入患者中。在至少一些实施方案中,塞子可由设置在其中的能量激活材料制成,该能量激活材料用于封闭内腔,直到能量激活材料通过向其施加能量而被激活。在至少一些实施方案中,塞子可由针织材料制成,该塞子用于封闭内腔,直到针织材料被拉动使得该针织材料松散。在至少一些实施方案中,塞子可具有从其延伸的缝合线。缝合线可被配置成从患者身体内部延伸到患者身体外部并且从患者身体外部被拉出,从而从管状构件的内腔移除塞子。

[0009] 在另一个实施方案中,外科装置包括被配置成植入患者的骨中的生物相容性锚定件。锚定件在其外表面上具有至少一个骨接合表面特征,其被配置成接合骨以将锚定件固定在骨中。锚定件具有延伸穿过其的内腔,使得当锚定件被植入骨中时,血液可以通过内腔的第一开口端流入内腔并通过内腔的第二开口端流出内腔。锚定件包括抗凝剂。

[0010] 外科装置可具有任何数量的变型。例如,可以将抗凝剂涂覆于锚定件的表面上。再如,抗凝剂可以浸渍于形成锚定件的材料中。又如,抗凝剂可包括肝素、硫酸肝素、华法林、水蛭素、水蛭肽、香豆素、磷酸胆碱、茚二酮、抗凝血酶III、贝米肝素、达肝素、达那肝素、依诺肝素、那屈肝素、帕肝素、瑞肝素、舒洛地特、亭扎肝素、柠檬酸葡萄糖抗凝液A(ACD-A)、乙二胺四乙酸(EDTA)、柠檬酸盐、草酸盐、Xa因子抑制剂和凝血酶抑制剂中的至少一种。另一个示例,涂覆或浸渍有抗凝剂的缝合线可以连接至锚定件。再如,锚定件可以具有限定血液流过内腔的实心侧壁。又如,锚定件可具有通过其侧壁形成的至少一个孔,并且至少一个孔可以与内腔连接,使得血液可以通过孔流入内腔。

[0011] 在另一方面,提供了一种外科方法,在一个实施方案中,包括在软组织修复手术中在患者的骨中形成孔,并且将植入物植入孔中。植入物包括抗凝剂。被植入的植入物允许血液流过其。

[0012] 外科方法可以任何数量的方式变化。例如,植入物可以是锚定件,并且锚定件可以在其外表面上具有至少一个骨接合表面特征,该骨接合表面特征接合骨,以将锚定件固定在孔中。再如,植入物可以是管状构件,并且当将植入物植入孔中时,内腔可以是开口的并且不含封闭,从而允许血液在软组织修复手术完成之前开始流过植入的植入物。又如,该方法可包括在远离植入了植入物的部位一定距离的部位处将锚定件植入骨中,并且植入物可以是管状构件,该管状构件不与任何植入的物体一起连接至锚定件。另一个示例,植入物可以具有限定血液流过内腔的实心侧壁。再如,植入物可以具有通过其侧壁形成的至少一个孔,并且至少一个孔可以与有血液流过的植入物的内腔连接,使得血液可以通过该孔流入内腔。

[0013] 又如,植入物可以是管状构件,并且当植入物被植入孔中时内腔可以封闭,从而防止血液流过植入的植入物,直到在完成软组织修复手术之后经过了选择量的时间。该方法还可以包括从植入的管状构件的内腔中移除塞子,从而允许血液开始流过植入的管状构件,或者植入的管状构件可以具有设置在内腔中的可生物吸收材料,其能够封闭内腔,直到在完成软组织修复手术之后经过了选择量的时间之后可生物吸收材料至少部分地被患者

身体吸收。

附图说明

- [0014] 通过以下结合附图的具体实施方式,将更完整地理解本发明,其中:
- [0015] 图1为植入物的一个实施方案的透视图;
- [0016] 图2为图1的植入物的另一个透视图,具有流向箭头;
- [0017] 图3为植入患者中的图1的植入物的一个实施方案的局部透明的透视图;
- [0018] 图4为植入患者中的图3的植入物的侧面局部剖视图;
- [0019] 图5为植入物的一个实施方案的透视图,该植入物包括设置在其中的塞子;
- [0020] 图6为图5的植入物的透视图,具有流向箭头,并且从其中移除了塞子;
- [0021] 图7为植入物的另一个实施方案的透视图,该植入物包括设置在其中的塞子;
- [0022] 图8为图7的植入物的透视图,具有流向箭头,并且从其中移除了塞子;并且
- [0023] 图9为植入患者中的植入物的另一实施方案的局部透明、局部剖面的透视图。

具体实施方式

[0024] 现在将描述某些示例性实施方案,以从整体上理解本文所公开的装置和方法的结构、功能、制造和用途原理。这些实施方案的一个或多个示例已在附图中示出。本领域的技术人员应当理解,本文具体描述并在附图中示出的装置和方法是非限制性示例性实施方案并且本发明的范围仅由权利要求书限定。结合一个示例性实施方案进行图解说明或描述的特征可与其他实施方案的特征进行组合。这些修改和变型旨在涵盖于本发明的范围内。

[0025] 此外,在本公开中,各实施方案中名称相同的部件通常具有相似的特征,因而在一个具体实施方案中,不一定完整地详细说明每个名称相同的部件的每个特征。另外,就使用线性或圆形尺寸来描述本发明所公开的系统、装置和方法而言,此类尺寸并非旨在限制可结合此类系统、装置和方法使用的形状的类型。本领域的技术人员将认识到,可容易针对任何几何形状确定此类线性和圆形尺寸的等效尺寸。系统和装置及其部件的大小和形状可至少取决于系统和装置将用于其中的受治疗者的解剖结构、系统和装置将与其一起使用的部件的大小和形状、以及系统和装置将用于其中的方法和规程。

[0026] 本发明提供了用于血液流动的各种示例性方法、系统和装置。一般来讲,植入物可以被配置成植入骨中并且延迟从骨流出的血液的凝结。植入物可以包括用于延迟血液凝结的抗凝剂。抗凝剂可以被涂覆于植入物上,可以是形成植入物的材料的天然成分,或者可以浸渍于形成植入物的材料中。虽然抗凝剂可以形成在血液流过的植入物的一部分上,但抗凝剂可以存在于植入物的整个表面上。在示例性实施方案中,将软组织固定到骨的外科手术中,植入物被植入骨中,诸如肩袖修复手术或前交叉韧带 (ACL) 修复手术。延迟骨流出血液凝结的植入物可以延长血液从骨流出的时间(与未植入包括抗凝剂植入物的植入物相比,并且与未植入任何植入物的植入物相比),其可以通过增加流到修复部位的血液量来帮助和改善愈合过程,从而增加外科手术成功的机会。延迟骨流出血液凝结的植入物可能允许血液在外科手术结束后的指定时间开始流动,这样一来,如果在外科手术过程中血液已经开始流动(例如,通过在外科手术过程中进行骨剥离、磨损或制造微创孔来诱导血液流动)使得血液可能已经凝结之后向修复部位加入血液可帮助并改善愈合过程。

[0027] 本文所述的植入物可以包括各种抗凝剂或抗血栓形成剂。示例性的抗凝剂可包括肝素、硫酸肝素、华法林、水蛭素、水蛭肽、香豆素、磷酸胆碱、茚二酮、抗凝血酶III、贝米肝素、达肝素、达那肝素、依诺肝素、那屈肝素、帕肝素、瑞肝素、舒洛地特、亭扎肝素、柠檬酸葡萄糖抗凝液A (ACD-A)、乙二胺四乙酸 (EDTA)、柠檬酸盐、草酸盐、Xa因子抑制剂、凝血酶抑制剂及其它因子抑制剂或其衍生物。植入物的抗凝剂可包括单一抗凝剂或多种抗凝剂的组合。

[0028] 本文所述的植入物可以由各种材料中的任何一种制成。在一些实施方案中,植入物可以由不可生物吸收材料(单一不可生物吸收材料或多种不可生物吸收材料的组合)制成,使得植入物为不可生物吸收的。示例性不可生物吸收材料包括聚醚醚酮(PEEK)、聚砜、聚酯、硅树脂和金属(例如不锈钢、钛等)。在其他实施方案中,植入物可以由可生物吸收材料(单一可生物吸收材料或多种可生物吸收材料的组合)制成,使得植入物为可生物吸收的。可以基于植入物的尺寸(长度和/或直径)和形成植入物的可生物吸收材料类型来定制可生物吸收植入物的吸收率,因为不同材料的吸收率不同。示例性可生物吸收材料包括聚乳酸(PLA)、聚乙醇酸(PGA)、购自DePuy Mitek of Raynham, MA的 **Biocryl**[®] Rapide、吸收性金属(例如镁、锌、铁及其合金)、脂族聚酯、聚(氨基酸)、共聚(醚-酯)、聚亚烷基草酸酯、聚酰胺、酪氨酸衍生的聚碳酸酯、聚(亚氨基碳酸酯)、聚原酸酯、聚含氧酸酯、聚酰氨基酯、包含胺基团的聚氧杂酯、聚(酸酐)、聚磷腈、聚氨酯、聚醚聚氨酯、聚酯聚氨酯、聚富马酸丙二醇酯、聚羟基链烷酸酯和聚二氧六环酮(PDS)。脂族聚酯的示例包括以下单体的均聚物和共聚物及其聚合物共混物:丙交酯(其包括乳酸、D-、L-和内消旋丙交酯);乙交酯(包括乙醇酸); ϵ -己内酯;对二氧杂环己酮(1,4-二氧六环-2-酮);三亚甲基碳酸酯(1,3-二氧六环-2-酮);三亚甲基碳酸酯的烷基衍生物; δ -戊内酯; β -丁内酯; γ -丁内酯; ϵ -癸内酯;羟基丁酸酯;羟基戊酸酯;1,4-二氧杂环庚烷-2-酮(包括其二聚体1,5,8,12-四氧杂环十四烷-7,14-二酮);1,5-二氧杂环庚烷-2-酮、6,6-二甲基-1,4-二氧六环-2-酮;2,5-二酮基吗啉、新戊内酯、 α,α -二乙基丙内酯、碳酸乙烯酯、草酸乙烯酯、3-甲基-1,4-二氧六环-2,5-二酮、3,3-二乙基-1,4-二氧六环-2,5-二酮、6,6-二甲基-二氧杂环庚烷-2-酮;6,8-二氧杂双环辛烷-7-酮。聚合物或聚合物共混物的其它示例包括聚二氧六环酮、聚羟基丁酸酯-co-羟基戊酸酯、聚邻碳酸酯、聚氨基碳酸酯和聚三亚甲基碳酸酯。脂族聚酯可以是具有直链、支链或星形结构的均聚物或共聚物(无规、嵌段、片段、锥形嵌段、接枝、三嵌段等)。无论是可生物吸收还是不可生物吸收植入物,本文所述的植入物具有生物相容性,以允许其安全地植入患者中。

[0029] 本文所述的植入物可包括生物相容性陶瓷材料。示例性生物相容性陶瓷材料包括羟基磷灰石、 α -磷酸三钙、 β -磷酸三钙、生物活性玻璃、磷酸钙、硫酸钙、碳酸钙,同种异体的或异种的骨材料、以及它们的组合。示例性生物活性玻璃材料包括添加不同量的固体颗粒以控制再吸收时间的含硅酸盐的磷酸钙玻璃和磷酸钙玻璃。可以掺入到磷酸钙生物活性玻璃中的示例性化合物包括氧化镁、氧化钠、氧化钾、以及它们的组合。

[0030] 图1示出植入物10的一个实施方案,其被配置成植入骨中并延迟从骨流出的血液的凝结。植入物10是管形式的管状构件,并且具有在其近侧端部和远侧端部14,16之间延伸的内腔12。近侧端部和远侧端部14,16因此是开口端。当植入物10植入患者体内(例如,患者的骨中)时,内腔12允许流体(例如血液)流过植入物10。图2中的箭头18示出了通过植入物

10的可能流体流动的远侧至近侧方向。使用中的通过植入物10的流体流动将在下文中进一步讨论。

[0031] 内腔12是开口的并且不含封闭。因此,内腔12可以提供通过植入物10的连续流动路径,并且可以在植入患者身体后立即进行,这可允许流体立即流过植入物10。内腔12由植入物10的内表面20(例如,其内侧壁)限定。在所示实施方案中,内腔12具有圆柱形状和圆形横截面形状,其可促进流体流过内腔12和/或有助于防止内腔12堵塞。然而,也可以是其他形状(例如,锥形等)和其它横截面形状(例如,椭圆形横截面形状等)。内表面20是固体。内表面20的固体性质使得流体一旦通过内腔的开口近侧端部或开口远侧端部进入内腔12,则流体不能通过内表面20离开植入物20(例如,通过在内表面20形成的一个或多个通孔或一个或多个窗口)。相反,流体只能通过开口近侧端部或开口远侧端部离开内腔12。类似地,内表面20的固体性质使得流体只能通过开口近侧端部或开口远侧端部进入内腔12。因此,流体可以可预见地流过内腔12,从而有助于确保流体流动到预期位置(例如,血液通过内腔12流到预期的组织修复部位)。内表面20是平滑的并且在其上或其内不含突起、凹陷和其它障碍物,这可有助于流体流过内腔12和/或有助于防止内腔12堵塞。

[0032] 在其他实施方案中,限定植入物内腔的植入物的内表面可以具有穿过其形成的一个或多个开口。一个或多个开口可以各自与内腔连通。因此,流体可以通过一个或多个开口流入内腔。植入物可以具有开口远侧端部,使得流体可以通过开口远侧端部处的开口以及通过一个或多个开口进入内腔,或者植入物可以具有闭合的远侧端部,使得流体不能通过植入物的远侧端部进入内腔,但是可以通过植入物的一个或多个侧面开口进入内腔。

[0033] 再次参考图1,内腔12是直的,并且与植入物10的纵向轴线A对齐。然而,内腔12可以从纵向轴线A径向偏移和/或相对于纵向轴线A弯曲。

[0034] 植入物10包括被配置成接合植入物10被植入的骨的至少一个保持构件,以将植入物10保持在其中。一个或多个保持构件可以具有多种大小、形状和构型。在所示实施方案中,植入物10包括近侧保持构件22和远侧保持构件24。

[0035] 近侧保持构件22被配置成一旦近侧保持构件22接合植入物10被植入的物体(例如,接合具有形成在其中的孔的骨的近侧端部表面,植入物10被设置于其中)便可防止植入物10朝远侧移动。换句话说,近侧保持构件22被配置成防止植入物10在骨(或是植入物10被植入的其它物体)中朝远侧端部推进得太远,这也可以帮助外科医生或植入植入物10的其他用户了解植入物10已完全朝远侧推入骨(或其他物体)中的时期。近侧保持构件22的远侧表面被配置成接合该物体。近侧保持构件22从植入物的近侧端部14径向向外延伸,从而允许植入物10的近侧端部14的直径大于植入物10的主体26的直径。因此,主体26可以被配置成设置在植入物10被植入的物体中,而近侧保持构件22保留在物体的外部。近侧保持构件22呈从植入物10的近侧端部14径向向外延伸的凸缘的形式。凸缘具有圆环形状并且围绕植入物的近侧端部14的整个周边延伸。然而,凸缘可以具有其它形状(例如,椭圆形,三角形等),并且可以不连续地围绕植入物的近侧端部14的周边(例如,从植入物的近侧端部14径向向外延伸的一系列独立的凸缘构件,从植入物的近侧端部14径向向外延伸的单个突片等)。围绕植入物近侧端部14的整个周边延伸的近侧保持构件22可以帮助确保近侧保持构件22接合植入物10被植入的物体(例如骨)的表面。

[0036] 远侧保持构件24被配置成一旦远侧保持构件24接合植入物10被植入的物体(例

如, 接合具有形成在其中的孔的骨的远侧端部表面, 植入物10被设置于其中) 便可防止植入物10朝近侧移动。根据植入物10的使用情况, 远侧保持构件24还可被配置成一旦远侧保持构件24接合植入物10被植入的物体便可防止植入物10向远侧移动。换句话说, 如果远侧保持构件24被包含在植入物10被植入的物体内部, 相对于物体外部的类似远侧保持构件22定位, 则远侧保持构件24可以被配置成防止植入物10在物体内部的朝近侧和远侧两个方向的移动。远侧保持构件24呈突起的形式, 其从植入物10的主体26径向向外延伸, 靠近植入物的远侧端部16。突起具有圆环形并且围绕植入物主体26的整个周边延伸。然而, 突起可以具有另一种形状(例如, 椭圆形、三角形等), 并且可以不连续地围绕植入物主体26的周边(例如, 从植入物主体26径向向外延伸的一系列独立突起, 从植入物主体26径向向外延伸的单个突起等)。

[0037] 近侧保持构件和远侧保持构件22, 24被配置成协作以将植入物10保持在植入物10被植入的物体内部。换句话说, 近侧保持构件22被配置成防止植入物10在物体内部的朝远侧移动, 并且远侧保持构件24被配置成防止植入物10在物体内部的朝近侧移动10(并且在至少一些实施方案中, 还可以防止植入物10在物体内部的朝远侧移动10)。在示例性实施方案中, 近侧保持构件和远侧保持构件22, 24之间的距离D对应于植入物10可被植入的骨的皮质骨深度。以这种方式, 植入物10可以被配置成在近侧保持构件和远侧保持构件22, 24之间“捕获”皮质骨, 从而允许植入物10夹持更硬的皮质骨, 而不是皮质骨下面较软的松质骨。在示例性实施方案中, 距离D在约0.05至100mm的范围内。

[0038] 在所实施方案中, 植入物10包括近侧保持构件和远侧保持构件22, 24两者, 但是植入物可仅包括近侧保持构件和远侧保持构件22, 24中的一者。或者, 植入物可以包括近侧保持构件和远侧保持构件22, 24两者, 以及沿着植入物主体的长度的、类似于远侧保持构件的一个或多个附加保持构件, 使得主体在沿着不同轴向的位置处具有多个突起, 或者植入物可能缺少近侧保持构件22并且可以包括远侧保持构件24和沿着植入物主体的长度的、类似于远侧保持构件的一个或多个附加保持构件使得主体在沿着不同轴向的位置处具有多个突起。具有远侧保持构件24和与其相似的一个或多个附加保持构件的植入物可以帮助确保至少一个保持构件牢固地接合植入物被植入的物体。

[0039] 植入物10的远侧端部16可以被配置成便于植入物10沿远侧端部方向插入物体中, 这将是植入物植入的典型接近方向。植入物10的远侧端部16倾斜以便于将植入物10插入物体中, 例如插入植入物10被植入的骨中。倾斜的远侧端部可以是尖锐的, 以进一步便于将植入物10插入物体中。在其他实施方案中, 类似于植入物10的近侧端部14, 植入物的远侧端部可以是非倾斜的。

[0040] 植入物10包括被配置成防止或延迟血液凝结的抗凝剂, 例如防止或延迟血小板凝聚。抗凝剂防止血液凝结的时间通常是抗凝剂的类型和所存在抗凝剂含量的函数, 如本领域的技术人员将了解的那样。在一个示例性实施方案中, 在血液凝结之前遇到抗凝剂的时间长度在约1至300分钟范围内, 例如约4至20分钟范围内, 约4至15分钟范围内, 约15至20分钟范围内等。

[0041] 在所实施方案中, 抗凝剂涂覆于植入物10上。抗凝剂涂覆于整个植入物的暴露表面上, 包括内表面20和植入物的外表面28上, 这有助于确保促进与植入物10接触的任何血液的流动, 而不是凝结。类似地, 包括作为形成植入物的材料的天然成分的抗凝剂的植入

物和包括浸渍于形成植入物的材料中的抗凝剂的植入物可以促使与植入物接触的任何血液流动而不是凝结。在其它实施方案中,植入物可以仅在其局部部分上涂覆抗凝剂。例如,抗凝剂仅可以涂覆在植入物的内表面(例如,植入物10的内表面20)上,这可以帮助促进血液通过植入物的内腔流向组织修复部位而不是离开植入物后形成凝块。类似地,包含作为形成植入物的材料的天然成分的抗凝剂的植入物可以仅包括植入物的一部分中的材料(例如,仅在植入物的主体中或仅沿着限定植入物内腔的内表面),并且包含浸渍于形成植入物的材料中的抗凝剂的植入物可以仅包括植入物的一部分中的材料(例如,仅在植入物的主体中或仅沿着限定植入物内腔的内表面)。在至少一些实施方案中,无论是涂覆于整个植入物的暴露表面上还是仅涂覆于植入物暴露表面的局部部分上,抗凝剂的涂层是梯度涂层。

[0042] 在使用中,本文公开的植入物10和其它植入物可用于任何数量的各种外科手术,并且可以在外科手术中被驱动到骨中。例如,外科手术可以包括将软组织固定到骨上的软组织修复手术,诸如肩袖修复、跟腱修复或ACL修复手术。

[0043] 一般来讲,可以常规方式对患者进行外科手术,但是将植入物植入邻近目标部位的骨中的患者除外,该目标部位中需要有血液流动来促进愈合,诸如与软组织再附接部位相邻的骨。可以将单个植入物植入患者中,或者可以将多个植入物植入患者中。如果植入多个植入物,每个植入物可以彼此相同,或者任何一个或多个植入物可以与任何一个或多个其它植入物不同,例如具有不同的尺寸,包括不同的抗凝剂等。

[0044] 图3和图4示出了植入物10的一个使用实施方案。本文公开的其它植入物可以类似地使用。图3和图4示出了肩袖修复手术中植入到患者32肱骨30中的植入物10。只有一个植入物10被植入骨30中,但是如上所述,可以植入多于一个的植入物。当植入多个植入物时,至少一个植入物可以具有未封闭的内腔,如植入物10,使得在手术时允许血液流过其,并且至少一个植入物可以具有封闭的腔(例如,下面讨论的图5-8的植入物),以允许手术后一段时间内血液流过其。因此,可以在整个愈合过程中允许更多的血液在软组织再附接部位34处流动。另选地,当植入多个植入物时,所有植入物可以具有封闭的内腔,并且被配置成在术后的不同时间段使其内腔打开,例如,通过手动地在不同时间段移除各种内腔中的塞子,或使其被自然吸收。

[0045] 如上所述,可以常规方式对患者进行肩袖手术,但是将植入物10植入邻近软组织再附接位点34的骨(肱骨30)中的患者除外,这里是肩袖肌腱36通过缝合线38和锚定件被固定到肱骨30的部位(在肌腱36下方的骨30中的模糊部分)。植入物10被植入到肌腱36的侧面,但也可以将植入物30植入在肌腱36下方。

[0046] 在示例性实施方案中,在将肩袖肌腱36固定到肱骨30之后植入植入物10,这可允许肩袖36在植入物10不影响固定过程的情况下被固定到肱骨30。

[0047] 图4示出了近侧保持构件和远侧保持构件22,24之间的距离D,其对应于肱骨30的皮质骨40的深度,其中近侧保持构件22接合皮质骨40的近侧表面(并且因此肱骨30的近侧表面),并且远侧保持构件24接合皮质骨40的远侧表面。图4还示出了沿着近侧端部方向流进内腔12的血液42,如箭头44所示,血液42通过植入物的开口远侧端部进入植入物10,并通过植入物的开口近侧端部离开植入物10。图3还示出了血液42从植入物10离开。因此,血液42可以朝向组织再附接部位34的方向流动,并且促使愈合。

[0048] 植入物10可以以本领域的技术人员将了解的多种方式植入肱骨30中。例如,可以

通过微创方式将植入物10穿过患者的皮肤44推进患者中,并且以类似于将锚定件驱动到肱骨30中的方式驱动到肱骨30中,例如,通过使用驱动器工具将植入物10推进肱骨30中。

[0049] 图5和图6示出了植入物46的另一个实施方案,其被配置成植入骨中并延迟从骨流出的血液的凝结。植入物46是管形式的管状构件。植入物46通常以类似于图1植入物10的方式被构造和使用,例如,包括由植入物46的实心内表面50限定并与植入物46的纵向轴线A2对准的内腔48、呈凸缘形式的近侧保持构件52、呈环形突起形式的远侧保持构件54、倾斜的远侧端部56和以涂层形式涂覆于植入物的整个暴露表面的抗凝剂。

[0050] 图5和图6中所示植入物46的内腔48在植入物46的第一构型中是封闭的,如图5所示。由于封闭,流体不能流过第一构型中植入物46的开口近侧端部和开口远侧端部。流体可以通过植入物的开口远侧端部进入内腔48,但由于封闭原因流体不能通过开口近侧端部离开植入物48。在其它实施方案中,由于植入物内腔中的封闭,流体可能不能进入植入物的内腔。植入物48被配置成从第一构型移动到第二构型,如图6所示,其中内腔48没有被封闭。因此,第二构型中的植入物46类似于图1的植入物10,其内腔48是开口的并且不含封闭。图6的箭头58示出了在第二构型中通过植入物46的可能流体流动的远侧至近侧方向。在另一个实施方案中,第二构型中的植入物可以部分地打开和部分地封闭,使得当一部分塞子保留在植入物内腔中时,允许流体流过其。

[0051] 植入物46被配置成以第一构型植入患者中,并且在植入之后从第一构型移动到第二构型。植入物46被配置成在将植入物46植入患者中后的指定时间从第一构型移动到第二构型。因此,流体可以在指定的时间开始流过植入物46,这样可以允许血液在指定的时间开始流过期望的手术部位,时间由医生或其他医疗专业人员根据任何一个或多个因素,诸如患者的病史、医生/专业人员的个人偏好等按需选择。在至少一些实施方案中,所选择的时间是在将植入物46植入患者中的外科手术完成之后。因此,血液流动可能在手术后开始,这可能有助于加速和/或以其他方式改善术后愈合。所选时间可能会有所不同。例如,所选择的时间可以是在一天至几天范围内的时间、在一天至一周范围内的时间、一周、或在两周至四周范围内的时间(例如,手术后两周、手术后二十天、手术后四周等)。在其他实施方案中,所选择的时间处于或接近将植入物46植入患者中的外科手术结束的时间,例如,作为缝合进入患者中的切口之前的手术的最后一步(例如,缝合进入患者中的切口等)。因此,在手术中血液流动可能尽可能晚。

[0052] 如图5所示,植入物46的内腔48被至少部分地设置在内腔48中的塞子60封闭。在所示实施方案中,塞子60完全容纳在内腔48内。完全容纳在内腔48内的塞子60可有助于最小化植入物48的轮廓,使得植入物48植入患者中时,有助于防止被戳破、摩擦或以其他方式干扰植入物48附近的组织结构。在其他实施方案中,当植入物处于其第一构型时,植入物的塞子可以部分地位于植入物外部,例如,塞子的近侧部分可以朝近侧延伸超过植入物的近侧部分。塞子被部分地包含在内腔内可以使塞子更容易地从植入物移除。

[0053] 塞子60可具有多种大小、形状和构型。一般来讲,塞子60具有允许塞子60封闭内腔48的尺寸和形状,使得当塞子60设置在其中时,流体不能流过内腔48。该实施方案所述的内腔48具有圆柱形状和圆形横截面形状,因此塞子60具有对应的圆柱形状和圆形横截面形状。塞子60的长度小于内腔48的长度,如图6所示,这可使得塞子60更容易从内腔48移除。

[0054] 塞子60被配置成在所选择的时间从内腔48移除以将植入物46从第一构型移动到

第二构型。塞子60连接至从其向近侧延伸的缝合线62,并且因此从植入物46向近侧延伸。缝合线62被配置成由用户(例如,外科医生、护士等)操纵,例如,沿近侧端部方向拉动以从内腔48移除塞子60。缝合线62的长度足够长以允许缝合线62从植入患者体内的塞子60延伸并且穿过患者的皮肤,使得缝合线62的近侧部分位于患者体外。因此,可以从患者身体的外部操纵缝合线62,以从内腔48移除塞子60,例如,通过拉动缝合线62的近侧部分,并且允许血液流过植入物46。可以在患者身体外部修剪缝合线62的长度,使得只有较短的缝合线位于患者身体外部,这可有助于防止缝合线62在所选择时间到达之前被意外地拉出,即使缝合线62的近侧部分在患者皮肤上被覆盖,诸如用绷带。

[0055] 缝合线62可以以各种方式中的任何一种附接到塞子60上,例如,通过将其模塑到其中、通过用粘合剂粘附到其上、通过将其热熔到其上、通过将其系到其上等。缝合线62包括单链,但在其它实施方案中,附接到塞子的缝合线可以包括多个股线。塞子60仅附接到一个缝合线62,但是在其他实施方案中,塞子可以附接到多个缝合线,每个缝合线从塞子向近侧延伸并且被配置成被操纵以从植入物移除塞子。

[0056] 在示例性实施方案中,塞子60由不可生物吸收材料(单一材料或多种材料的组合)制成,使得塞子60为不可生物吸收的,并且缝合线62由不可生物吸收材料(单一材料或多种材料的组合)制成,使得缝线62为不可生物吸收的。因此,内腔48可以在指定的时间内变为不封闭状态,例如,植入物46可以在指定的时间从第一构型移动到第二构型,从而允许医生或其他医疗专业人员根据任何一个或多个因素,诸如患者的病史、医生/专业人员的个人偏好等,对植入物46的特定患者按需选择时间。在其他实施方案中,塞子60和/或缝合线62可由可生物吸收材料(单一材料或多种材料的组合)制成,以便为可生物吸收的。塞子60和缝合线62是可生物吸收的,允许塞子60和缝合线62在塞子60和缝合线62的已知吸收时间之前的指定时间从内腔48移除,或者留在内腔48中在已知吸收时间内溶解在患者体内。

[0057] 在另一个实施方案中,类似于图5中植入物46的植入物具有部分地设置在植入物内腔中并且向近侧延伸超过植入物近侧端部的塞子。塞子的长度足够长以允许塞子从植入患者体内的塞子延伸并且穿过患者的皮肤,使得塞子的近侧部分位于患者体外。塞子被配置成由用户(例如,外科医生、护士等)操纵,例如,沿近侧端部方向拉动以从植入物的内腔移除塞子。因此,插头本身被配置成从患者身体延伸以允许从植入物的内腔移除塞子使血液开始流过其,而不像图5和图6的插头60和缝合线62将缝合线附接到其上。在示例性实施方案中,塞子由被配置成在被拉动时直径变窄的针织材料制成,以便允许塞子封闭植入物的内腔(例如,在植入物的第一构型中),然后当被拉动时,散开以缩小直径并且不封闭植入物的内腔(例如,在植入物的第二构型中),然后从内腔移除。因此,塞子可以被配置成以松散的状态通过患者的皮肤拉出患者身体。

[0058] 图7和图8示出了植入物64的另一个实施方案,其被配置成植入骨中并延迟从骨流出的血液的凝结。植入物64是管形式的管状构件。植入物64通常以类似于图1植入物10的方式被构造和使用,例如,包括由植入物64的实心内表面(图7和图8中被封闭)限定并与植入物64的纵向轴线A3对准的内腔66、呈凸缘形式的近侧保持构件68、呈环形突起形式的远侧保持构件70、倾斜的远侧端部72和以涂层形式涂覆于植入物的整个暴露表面的抗凝剂。

[0059] 植入物64被配置成以第一构型植入患者中,其中内腔66被封闭,使得流体不能流过其,并且被植入之后从第一构型移动到第二构型,其中内腔66至少部分地不被封闭,使得

流体可以流过其。植入物64的第一构型类似于图5植入物46的第一构型。由于第一构型中的封闭,流体不能流过植入物64的开口近侧端部和开口远侧端部。第二构型是过渡状态,其中闭塞逐渐消散,使得内腔66随着时间的推移变得越来越通畅,所以随着时间的推移更多的流体可以流过内腔66。最后,类似于图6植入物46的第二构型,内腔66在第二构型中被完全打开。

[0060] 如图7所示,植入物64的内腔66至少部分地被设置在内腔66中的塞子74封闭。在所示实施方案中,塞子74完全容纳在内腔66内,但是类似于上面关于图5和图6塞子60的讨论,在其他实施方案中,塞子可以部分地位于植入物外部。塞子74由可生物吸收材料(单一材料或多种材料的组合)制成,以便具有可生物吸收性。塞子74因此被配置成溶解在患者体内,从而在根据塞子74形成材料的已知吸收速率得出的吸收时间内逐渐从内腔66中消散。图8示出了塞子74中的多个区域(6),其中形成塞子74的材料已经溶解以允许流体流动,如方向箭头76所示。可生物吸收的塞子74允许塞子74被完全溶解在患者体内,而不是保留在患者体内直到其被手动地从其中去除,这可能使患者面临各种风险,例如其体内地塞子松散造成的伤害。可生物吸收的塞子74允许内腔66在手术后的可预测时间内变为不封闭状态,因为塞子74形成材料的吸收速率将是已知的。可以基于塞子74的尺寸、内腔66(塞子74至少部分地设置在其中)的尺寸(长度和/或直径)和形成塞子74的可生物吸收材料的类型(因为不同材料的吸收率有所不同)来定制塞子的吸收速率。

[0061] 在另一个实施方案中,类似于图7植入物64的植入物具有部分地设置在植入物内腔中的塞子,但是塞子可由设置在其中的能量激活材料制成,以将植入物从内腔被封闭的第一构型移动到内腔未封闭的第二构型。可在植入物植入患者中后的指定时间通过能量激活材料,时间由医生或其他医疗专业人员根据任何一个或多个因素,诸如患者的病史、医生/专业人员的个人偏好等按需选择。

[0062] 在示例性实施方案中,形成塞子的能量激活材料包括被配置成由超声能量激活的材料(单一材料或多种材料的组合),诸如磁性材料的高能聚焦超声(HIFU)或磁场,诸如脉冲电磁场治疗(PEMF)。一般来讲,如本领域技术人员将理解的,HIFU是局部加热患者体内区域的技术。这种加热可导致塞子溶解,从而使植入物的内腔不被封闭。使用HIFU的加热或消融体积通常在直径为1mm的量级上,这将与植入物相容。被配置成通过超声能量活化的材料的示例包括:被配置成通过加热收缩的生物材料(诸如基于胶原的结构)、聚合物(诸如聚己内酯,其熔点为约60摄氏度)、被配置成在加热时体积减小的发泡聚合物和形状记忆材料(聚合物或金属)。形状记忆材料可以被配置成当由能量激活时通过改变形状来充当植入物内腔内的阀。

[0063] 溶解塞子所需的能量有所不同,例如在约1至2焦耳的范围内。如果塞子包括延伸穿过内腔的薄膜,包括加热膨胀后足以破坏密封件或使形状记忆材料阀打开的液体,能量可以小于1焦耳,并且至少在有些情况下,显著少于1焦耳。

[0064] 在至少一些实施方案中,形成塞子的能量激活材料包括其中各自含有抗凝剂的一个或多个腔。因此,植入物可以将抗凝剂包括在一个或多个腔中,以及任选地,作为植入物的至少一部分上的任何一个或多个涂层,作为形成植入物的至少一部分材料的天然成分,并浸渍于形成植入物的至少一部分材料中。当能量激活材料被激活时,抗凝剂可被配置成从一个或多个腔中释放出来。

[0065] 在至少一些实施方案中,由能量激活材料形成的塞子呈现出的形式是:近侧顶盖密封内腔的近侧端部,并且远侧顶盖密封内腔的远侧端部。抗凝剂包含在近侧端部帽和远侧端部帽之间的内腔内。植入物因此可以在内腔中包括抗凝剂,以及任选地,作为植入物的至少一部分上的任何一个或多个涂层,作为形成植入物的至少一部分材料的天然成分,并浸渍于形成植入物的至少一部分材料中。当能量激活材料被激活以破坏近侧端部盖和远侧端部盖时,抗凝剂可被配置成从内腔释放,或是通过内腔中的压力积聚和/或使近侧端部盖和远侧端部盖冲破的能量。

[0066] 图9示出了植入物78的另一实施方案,其被配置成植入骨中并且延迟从骨流出的血液的凝结。植入物78呈锚定件的形式,该锚定件被配置成植入骨并且具有延伸穿过其的内腔(例如套管锚钉)。诸如软组织修复手术的外科手术传统上使用一个或多个锚定件作为手术的一部分。例如,如上所述,图3和图4的肩袖修复使用了锚定件。用于诸如软组织修复手术的外科手术的一个或多个锚定件的任何或全部可以是植入物78(或呈本文所述的锚定件形式的其它植入物)。因此,外科手术的执行方式跟常规执行方式没有任何不同,但包含抗凝剂以延迟骨(并且任选地,不需要被剥离、磨碎或制造微创孔来诱导血液流动的骨)流出血液的凝结锚定件除外。因此可以实现延迟血液凝结的益处,而不会对外科医生优选的外科手术技术造成任何影响。在所示实施方案中,抗凝剂被涂覆在植入物78上。涂层存在于植入物78的整个表面上,但是如上所述,涂层可以仅在植入物78的一部分上,例如流动血液预期流过的部分。然而,如上所述,植入物78可替代地或另外具有涂覆于其上的抗凝剂(在整个植入物的暴露表面上或仅在其一部分上),作为锚定件形成材料的天然成分和/或浸渍于锚定件形成材料中。

[0067] 如图9所示,植入物78具有通过其侧壁形成的开口。开口与植入物78的内腔连接,流体(例如血液)可以通过该内腔流动。因此,流体可以通过开口流入内腔。开口位于植入物78的近侧端部和远侧端部之间的中间位置。植入物78的近侧端部是开口的,并且植入物78的远侧端部是闭合的,使得通过开口进入内腔的流体可以朝近侧流动并流出植入物78的开口近侧端部。所示实施方案的开口包括在植入物78的相对侧上的两个开口(图9中的一个开口被遮蔽),但植入物可包括单个开口或多于两个开口。

[0068] 图9示出了在肩袖修复中植入在患者82肱骨80中的植入物78,但是如上所述,植入物78可以用于其他类型的外科手术。只有一个植入物78被植入骨80中,但是如上所述,可以植入多于一个的植入物。

[0069] 如图9所示,使用缝合线86将锚定件78固定到肩袖腱84上。缝合线86可以包括涂覆于其上的抗凝剂(在整个缝合线的暴露表面上或仅在其一部分上),作为缝合线86形成材料的天然成分和/或浸渍于缝合线86形成材料中。因此,锚定件78和缝合线86都可被配置成有助于延迟血液凝结。在外科手术中用于固定其他锚定件的缝合线可以类似地包括涂覆于其上的抗凝剂,作为缝合线形成材料的天然成分和/或浸渍于缝合线形成材料中。

[0070] 在所示实施方案中,缝合线86被配置成滑动经过锚定件78的内腔。因此内腔不被封闭,类似于图1植入物10的内腔12,以便于缝合线在其中滑动。与在锚定件内腔内不滑动的缝合线一起使用的锚定件的实施方案中(例如,锚定件与非滑动缝合线一起使用),锚定件的内腔可以具有至少部分地设置在其中的塞子,类似于图7的可生物吸收塞子74。如上所述,锚定件和/或塞子可以包括抗凝剂。

[0071] 锚定件78是包括抗凝剂的锚定件的一个实施方案。锚定件的其它示例性实施方案可以包括涂覆于其上的抗凝剂(在整个植入物的暴露表面上或仅在其一部分上),作为锚定件形成材料的天然成分和/或浸渍于锚定件形成材料,该锚定件包括可购自DePuy Mitek of Raynham,MA的Healix Advance™锚定件、可购自DePuy Mitek of Raynham,MA的Healix TI™、Healix PEEK™和Healix BR™Dual-Threaded锚定件、可购自DePuy Mitek of Raynham,MA的Healix Transtend™锚定件、可购自DePuy Mitek of Raynham,MA的Versalok™锚定件、2006年11月1日公布的名称为“Cannulated Suture Anchor”的美国专利8,114,128中所描述的锚定件(其公开内容以引用方式并入本文)、以及2007年9月14日公布的名称为“Methods For Anchoring Suture To Bone”的美国专利8,702,754中所描述的锚定件(其公开内容以引用方式并入本文)。

[0072] 本领域技术人员将理解,本文公开的方法、系统和装置可应用于常规的微创和开放式外科器械,也可应用于机器人辅助外科。

[0073] 本领域的技术人员将理解基于上述实施方案的发明的另外的特征和优点。因此,本发明不应受到已具体示出和描述内容的限制,除非所附权利要求有所指示。本文引用的所有出版物和参考文献全文明确地以引用方式并入本文中。

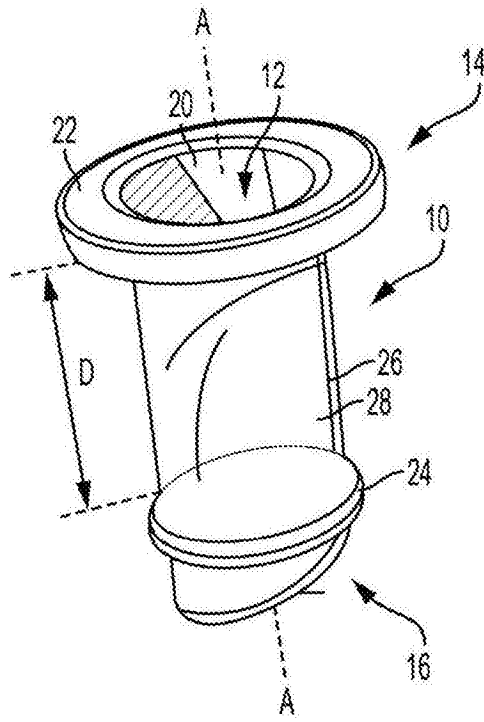


图1

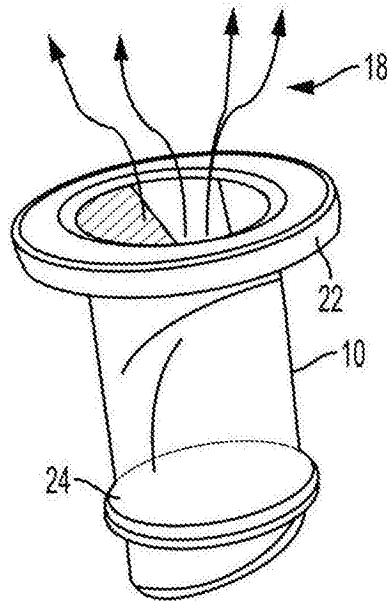


图2

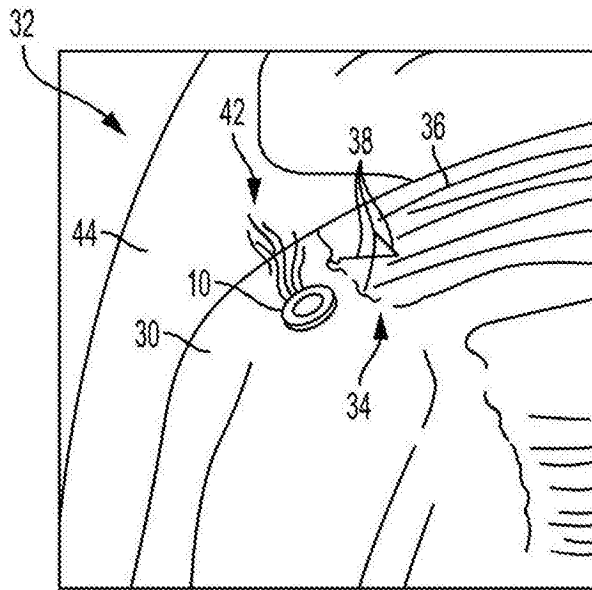


图3

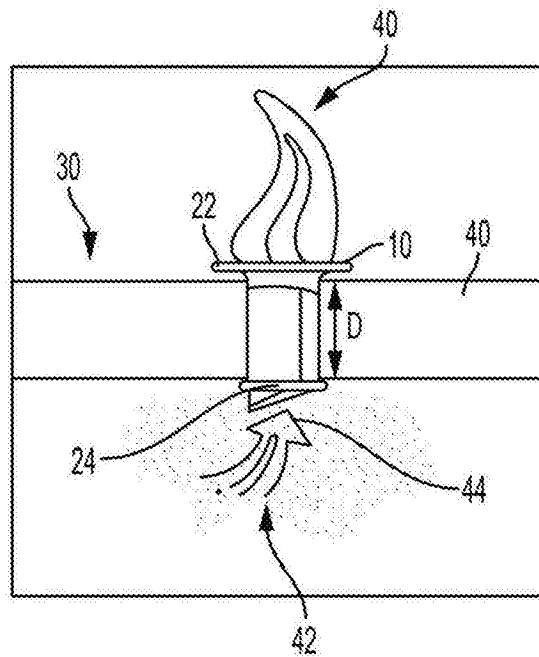


图4

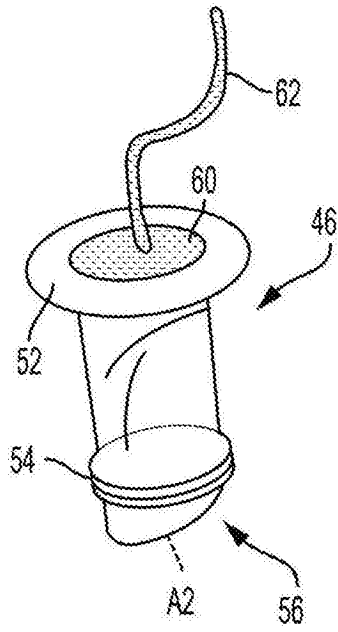


图5

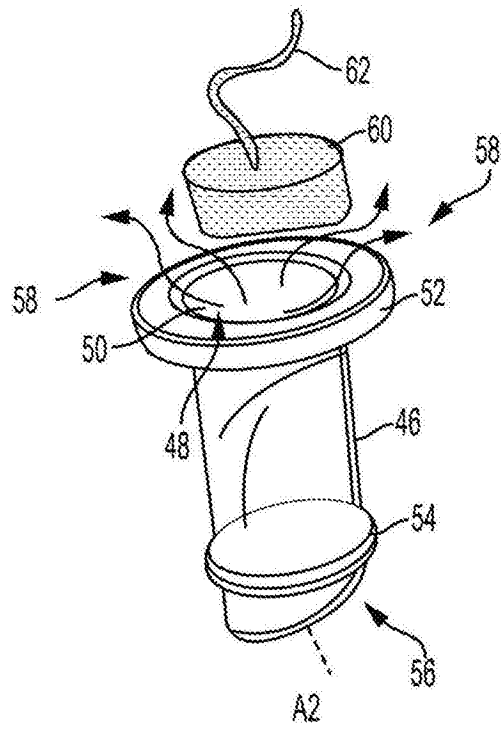


图6

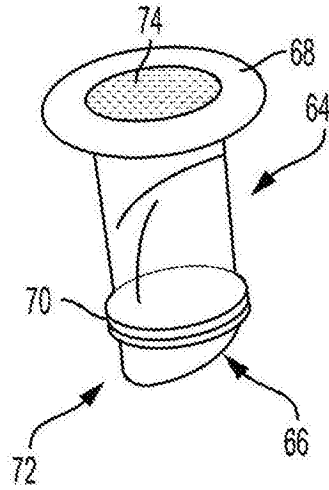


图7

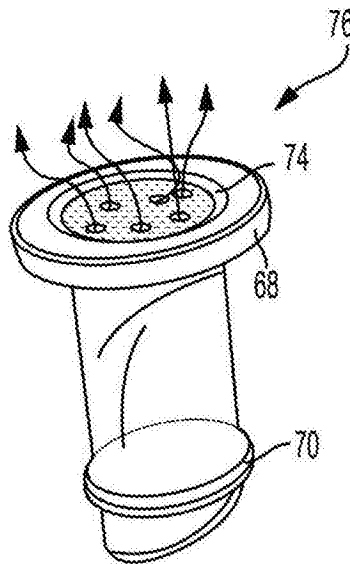


图8

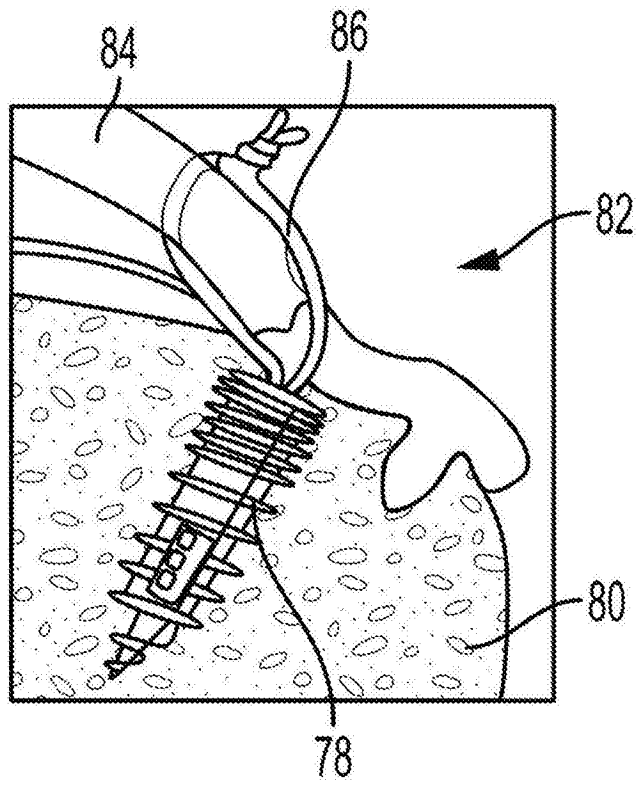


图9