



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102802564 A

(43) 申请公布日 2012. 11. 28

(21) 申请号 201180013317. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2011. 03. 10

A61F 2/30 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61F 2/46 (2006. 01)

61/340, 085 2010. 03. 11 US

A61B 17/86 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 09. 11

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2011/027840 2011. 03. 10

(87) PCT申请的公布数据

W02011/112779 EN 2011. 09. 15

(71) 申请人 密苏里大学

地址 美国密苏里

(72) 发明人 M·J·史密斯

(74) 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专

利商标事务所 11038

代理人 罗闻

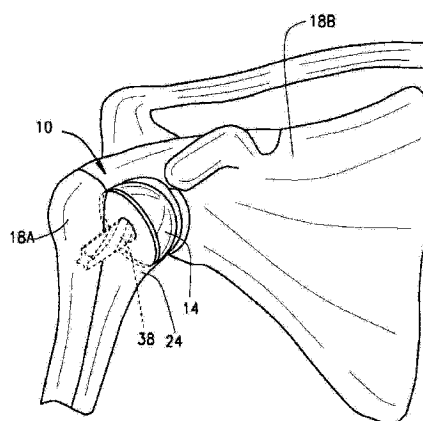
权利要求书 4 页 说明书 10 页 附图 8 页

(54) 发明名称

关节植入物和假体及方法

(57) 摘要

本发明公开了用于治疗导致关节破坏和疼痛的关节炎、外伤、和其他医疗疾病的微创球关节植入物和假体 10 以及使用方法。在不同的情况下, 假体 10 不需要扩孔到髓腔内, 并且对于与关节相关联的任意骨头不需要骨干装配, 从而导致更快且更完全的恢复。在不同的情况下, 假体 10 结合有锚定杆 38, 锚定杆 38 专门设计为在植入之后被压入骨头内且促进骨内生长, 从而强化所植入的假体 10 并且防止假体 10 旋转。



1. 一种用于将铰接关节假体的骨置换结构固定到铰接关节的骨头的切除端部上的固定装置,所述固定装置包括:

头部,所述头部具有基本平坦的底表面,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述骨头的切除表面基本平齐地设置;以及

锚定杆,所述锚定杆从所述头部的底表面延伸,所述锚定杆包括:

沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽;

在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端,所述骨穿刺尖端构造为在将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割所述骨头的组织且使所述骨头的组织移位。

2. 如权利要求1所述的固定装置,还包括沿着所述固定装置的中心轴线延伸穿过所述固定装置的纵向孔。

3. 如权利要求1所述的固定装置,还包括骨置换结构联接件,所述骨置换结构联接件设置在所述固定装置的近端部处,并且构造为且可操作以将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

4. 如权利要求3所述的固定装置,其中,所述骨置换结构联接件包括轴向定心在所述固定装置的所述近端部内的联接承窝,所述联接承窝构造为接收所述骨置换结构的联接柱,从而将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

5. 如权利要求3所述的固定装置,其中,所述骨置换结构联接件包括轴向定心于所述固定装置的所述近端部且从所述固定装置的所述近端部延伸的联接凸起,所述联接凸起构造为接收在所述骨置换结构的联接接收部内,从而将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

6. 如权利要求1所述的固定装置,其中,所述一个或多个螺旋设置的凹槽中的至少一个包括纹理表面,所述纹理表面构造为且可操作以促进在每个相应的螺旋设置的凹槽内的骨生长。

7. 如权利要求1所述的固定装置,其中,所述头部构造为设有深度止挡部,所述深度止挡部可操作以控制所述锚定杆能够被压入所述骨头的所述切除端部内的距离。

8. 如权利要求1所述的固定装置,其中,所述头部包括多个骨凿槽,所述多个骨凿槽构造为容许在所述固定装置已经被植入之后插入骨凿以将所述固定装置从所述骨头的所述切除端部移除。

9. 一种铰接关节假体,所述假体包括:

骨置换结构,所述骨置换结构构造为且可操作以置换铰接关节的骨头的去除端部分;以及

固定装置,所述固定装置构造为且可操作以将所述骨置换结构固定到所述骨头的切除端部上,所述固定装置包括:

头部,所述头部具有基本平坦的底表面,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述骨头的所述切除端部的切除表面基本平齐地设置;以及

锚定杆,所述锚定杆从所述头部的底表面延伸,所述锚定杆包括:

沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽;

在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端,所述骨穿刺尖端构造为在将所述

锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割所述骨头的组织且使所述骨头的组织移位。

10. 如权利要求 9 所述的假体,还包括沿着所述固定装置的中心轴线延伸穿过所述固定装置的纵向孔。

11. 如权利要求 9 所述的假体,其中,所述固定装置还包括骨置换结构联接件,所述骨置换结构联接件设置在所述固定装置的近端部处并且构造为且可操作以将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

12. 如权利要求 11 所述的假体,其中,所述骨置换结构联接件包括轴向定心在所述固定装置的所述近端部内的联接承窝,所述联接承窝构造为接收所述骨置换结构的联接柱,从而将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

13. 如权利要求 11 所述的假体,其中,所述骨置换结构联接件包括轴向定心于所述固定装置的所述近端部且从所述固定装置的所述近端部延伸的联接凸起,所述联接凸起构造为接收在所述骨置换结构的联接接收部内,从而将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

14. 如权利要求 9 所述的假体,其中,所述一个或多个螺旋设置的凹槽中的至少一个包括纹理表面,所述纹理表面构造为且可操作以促进在每个相应的螺旋设置的凹槽内的骨生长。

15. 如权利要求 9 所述的假体,其中,所述固定装置的所述头部包括多个骨凿槽,所述多个骨凿槽构造为容许在所述固定装置已经被植入之后插入骨凿以将所述固定装置从所述骨头的所述切除端部中移除。

16. 如权利要求 9 所述的假体,其中,所述骨置换结构包括基本半球形的骨头头部假体。

17. 一种铰接关节假体系统,所述系统包括:

骨置换结构,所述骨置换结构构造为且可操作以置换铰接关节的骨头的去除端部分;

固定装置,所述固定装置构造为且可操作以将所述骨置换结构固定到所述骨头的切除端部上,所述固定装置包括:

头部,所述头部具有基本平坦的底表面,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述骨头的所述切除端部的切除表面基本平齐地设置;以及

锚定杆,所述锚定杆从所述头部的底表面延伸,所述锚定杆包括:

沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽;

在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端,所述骨穿刺尖端构造为在将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割所述骨头的组织且使所述骨头的组织移位;以及

导向销,所述导向销构造为在所述切除表面上的期望位置处设置到所述骨头的所述切除端部内,具有与所述切除表面基本正交的轨线并且具有远离所述切除表面延伸的近端部分,所述导向销可操作以控制所述锚定杆的布置和轨线,使得所述锚定杆能够在所述切除表面上的期望位置处被压入所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线。

18. 如权利要求 17 所述的假体系统,还包括定心导向部,所述定心导向部构造为且可

操作以控制所述导向销的布置和轨线,使得所述导向销在所述切除表面上的期望位置处设置在所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线。

19. 如权利要求 18 所述的假体系统,其中,所述锚定杆还包括纵向孔,所述纵向孔沿着所述固定装置的中心轴线延伸穿过所述固定装置,使得所述导向销的所述近端部分能够被插入穿过所述锚定杆的所述孔。

20. 如权利要求 19 所述的假体系统,还包括压入工具,所述压入工具构造为且可操作以沿着所述导向销将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内,使得所述锚定杆在所述切除表面上的期望位置处设置在所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线。

21. 如权利要求 17 所述的假体系统,其中,所述固定装置还包括骨置换结构联接件,所述骨置换结构联接件设置在所述固定装置的近端部处,并且构造为且可操作以将所述骨置换结构牢固地联接到所述固定装置上。

22. 如权利要求 17 所述的假体系统,其中,所述一个或多个螺旋设置的凹槽中的至少一个包括纹理表面,所述纹理表面构造为且可操作以促进在每个相应的螺旋成形的凹槽内的骨生长。

23. 如权利要求 17 所述的假体系统,其中,所述固定装置的所述头部包括多个骨凿槽,所述骨凿槽构造为容许在所述固定装置已经被植入之后插入骨凿以将所述固定装置从所述骨头的所述切除端部中移除。

24. 如权利要求 17 所述的假体系统,其中,所述骨置换结构包括基本半球形的骨头头部假体。

25. 一种用于将铰接关节假体附接到铰接关节的骨头的切除端部上的方法,所述方法包括:

在所述切除端部的切除表面上的期望位置将导向销设置在铰接关节的骨头的切除端部内,使得所述导向销具有与所述切除表面基本正交的轨线并且具有远离所述切除表面延伸的近端部分;

将固定装置置于所述导向销的所述近端部分上,使得所述近端部分延伸穿过所述固定装置的纵向孔,所述固定装置还包括:

头部,所述头部具有基本平坦的底表面,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述切除表面基本平齐地设置;以及

锚定杆,所述锚定杆从所述头部的底表面延伸,所述锚定杆包括:

沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽;

在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端,所述骨穿刺尖端构造为在将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割所述骨头的组织且使所述骨头的组织移位;

沿着所述导向销将所述锚定杆压入所述切除端部内,使得所述锚定杆在所述切除表面上的期望位置处设置在所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线;以及

在所述锚定杆已经被压入所述骨头的所述切除端部内之后将骨置换结构附接到所述固定装置的头部上,所述骨置换结构构造为且可操作以置换所述骨头的去除端部分。

26. 如权利要求 25 所述的方法,其中,将所述导向销设置到所述骨头的所述切除端部内包括:

将定心导向部定位在所述切除表面上,使得所述定心导向部的中空中心柱定位在所述切除表面上的期望位置;

将所述导向销的远端部插入延伸穿过所述中心柱的轴向管道内;以及

利用所述中心柱将所述导向销设置在所述骨头的所述切除端部内以控制所述导向销的布置和轨线,使得所述导向销在所述切除表面上的期望位置处设置在所述骨头的所述切除端部内,具有与所述切除表面基本正交的轨线并且具有远离所述切除表面延伸的近端部分。

27. 如权利要求 26 所述的方法,其中,将固定装置置于所述导向销的近端部分包括:

将中空钻头置于所述导向销的所述近端部上,使得所述近端部定位在所述钻头的纵向中心腔内;

利用所述中空钻头围绕所述导向销在所述切除表面中切出起始凹部,所述起始凹部可操作以在将所述固定装置置于所述导向销的所述近端部上而使得所述骨穿刺尖端与所述起始凹部相接触时向所述固定装置锚定杆的所述骨穿刺尖端提供稳定性;以及

将所述固定装置置于所述导向销的所述近端部上,使得所述骨穿刺尖端与所述起始凹部相接触。

28. 如权利要求 26 所述的方法,其中,将所述锚定杆压入所述切除端部内包括:

将压入工具的中空驱动轴置于所述导向销的所述近端部上,使得所述近端部定位在所述驱动轴的纵向中央腔体内,并且所述驱动轴的远端部与所述固定装置的头部的顶表面相接触;

压入所述压入工具,使得所述驱动轴将所述固定装置的锚定杆沿着所述导向销压入所述骨头的所述切除端部内,使得所述锚定杆在所述切除表面上的期望位置处设置在所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线;以及

移除所述导向销。

关节植入物和假体及方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2010 年 3 月 11 日提交的美国临时申请 No. 61/340,085 的权益。该申请的全部公开内容通过参引的方式并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及全部关节假体或部分关节假体及方法,它们均能够以良好的精度再现自然关节的特征。

背景技术

[0004] 本节中的陈述仅提供与本公开相关的背景信息,并且可能不构成现有技术。

[0005] 关节置换术和半关节置换术是用于重建肩部和髋部损伤的常用治疗方法。目前,每年多达 23,000 美国人接受肩关节置换术并且大约 120,000 美国人接受髋关节置换术。这些手术被执行以治疗诸如骨关节炎、类风湿性关节炎、创伤性关节炎、肩袖撕裂关节病(严重的关节炎与大量不可修复的肩袖肌腱撕裂的组合)、缺血性坏死(骨坏死)、不成功的先前关节置换手术和创伤性关节损伤之类的情况。

[0006] 随着社会平均年龄的增加和预计的医疗质量的增加,用于修复或置换磨损的关节炎关节的外科手术的发生也相应地增加。由此,铰接关节的手术置换正变得越来越普遍。在传统的铰接关节置换中,假体的一端被布置在位于关节的一侧上的骨头内。将假体置于骨头内容许骨头与植入物之间的足够的机械稳定性。假体的相反侧配置为功能性地置换骨头的所去除的铰接端并且提供关节的铰接表面。

[0007] 在这种传统的手术中,骨头通常通过首先切除骨头且去除骨头的受损的铰接端而准备用于假体。这使骨头的内部暴露。随后,在长骨头的情况下,诸如铰刀、扩刀和其他骨组织去除器具之类的工具被用来生成从切除部向下延伸到髓腔内的骨腔。很多时候,随后将骨接合剂添加到骨腔中,从而在假体与骨头之间生成骨/接合剂覆盖物。有时,骨腔的形状制备为与假体的外表面紧密匹配,使得不使用骨接合剂。

[0008] 一旦骨腔被制备,假体就被置于骨腔内且由内部骨组织或骨/接合剂覆盖物支承。随后,假体被定位,使得植入物的铰接端部与自然关节的相对侧部铰接(在半关节置换术的情况下)或者与置换关节的相对侧部的对应植入物铰接(在关节置换术的情况下)。

[0009] 但是,用于关节重建或治疗的传统手术(涉及骨的全切除和髓腔或长干骨的扩孔)是高侵害性的并且能导致来自于外科手术本身的额外创伤,这可能使愈合过程复杂或损害愈合过程。另外,这种侵害性手术本身能比手术所旨在弥补的损伤或疾病更多地改变或伤害关节和与关节相关联的骨头。

[0010] 成功的关节置换手术在保持与骨头的牢固接口的同时恢复关节的生物力学功能,从而使关节上的载荷能够被优化分布。假体与骨组织之间的紧密匹配式装配有助于使假体稳定且将载荷从植入物有效地传递给骨头。对于每个患者(其中患者在尺寸和骨结构方面将变化很大)实现这种匹配式装配需要操作中心保持极大量的单件假体的库存,以提供与

需要进行关节置换手术的患者的每个尺寸和形状优化配合的单件假体。保持单件假体的这么大库存会是沉重的负担并且成本低效。为了解决这个问题,操作中心将常常仅储备最常见的假体形状和尺寸。但是,这会导致某些患者接收并非理想地适于他们的骨头解剖结构的假体。

[0011] 关节重建植入物的模块化部件已经被开发作为对单件关节重建假体的替代以帮助减少库存并且优化装配。这种模块化部件通常为单独的部件,其中,每个部件包括单件关节假体的特定功能部分,这些部件能够连接以形成完整的关节假体。这些部件中的每一个能够获得为不同的形状和尺寸范围。最适于给定患者的解剖结构的每个部件的形状和尺寸在手术时被选取和提供给外科医生以提供部件的优化组合。这些模块化部件随后被配合在一起并且通过它们之间的机械连接固定。

[0012] 但是,这种已知模块化植入物的使用仍然需要使用铰刀、扩刀和其他骨组织去除器具以生成从切除部向下延伸到髓腔内的骨腔。因此,关节置换术和半关节置换术仍然为高侵害性手术,这可能导致诸如较长的愈合过程、对患者的进一步损伤、疾病、痛苦和关节炎之类的恢复并发症。

发明内容

[0013] 在多种情况下,本公开提供了一种用于将铰接关节假体的骨置换结构固定到铰接关节的骨头的切除端部上的固定装置。在这些情况下,所述固定装置包括具有基本平坦底表面的头部,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述骨头的切除表面基本平齐地设置。另外,所述固定装置包括从所述头部的底表面延伸的锚定杆,其中,所述锚定杆包括沿着所述杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽、以及在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端。所述穿刺尖端构造为在将所述杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割且移位所述骨头的组织。

[0014] 在多种其他情况下,本公开提供了一种铰接关节假体,所述关节假体包括:骨置换结构,所述骨置换结构构造为且可操作以置换铰接关节的骨头的去除端部分;以及固定装置,所述固定装置构造为且可操作以将所述骨置换结构固定到所述骨头的切除端部上。在这些情况下,所述固定装置包括:具有基本平坦底表面的头部,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述骨头的所述切除端部的切除表面基本平齐地设置;以及从所述头部的底表面延伸的锚定杆。所述锚定杆包括沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽、以及在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端。所述穿刺尖端构造为在将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割且移位所述骨头的组织。

[0015] 在另一些情况下,本公开提供了一种铰接关节假体系统,所述铰接关节假体系统包括:骨置换结构,所述骨置换结构构造为且可操作以置换铰接关节的骨头的去除端部分;固定装置,所述固定装置构造为且可操作以将所述骨置换结构固定到所述骨头的切除端部上。在这些情况下,所述固定装置包括:具有基本平坦底表面的头部,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述骨头的所述切除端部的切除表面基本平齐地设置;以及从所述头部的底表面延伸的锚定杆。所述锚定杆包括沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽、以及在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨

穿刺尖端。所述穿刺尖端构造为在将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割且移位所述骨头的组织。在这些情况下,所述铰接关节假体系统还包括导向销,所述导向销构造为在所述切除表面上的期望位置处设置在所述骨头的所述切除端部内,从而具有与所述切除表面基本正交的轨线并且具有远离所述切除表面延伸的近端部分。所述导向销可操作以控制所述锚定杆的布置和轨线,使得所述锚定杆能够在所述切除表面上的期望位置处被压入所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线。

[0016] 在另一些情况下,本公开提供了一种用于将铰接关节假体附接到铰接关节的骨头的切除端部上的方法,其中,所述方法包括:在切除端部的切除表面上的期望位置将导向销设置在铰接关节的骨头的切除端部内,使得所述导向销具有与所述切除表面基本正交的轨线并且具有远离所述切除表面延伸的近端部分。所述方法另外包括将固定装置置于所述导向销的所述近端部分上,使得所述近端部分延伸穿过所述固定装置的纵向孔。所述固定装置另外包括:具有基本平坦底表面的头部,所述底表面构造为当所述固定装置被植入到所述骨头的所述切除端部中时与所述切除表面基本平齐地设置;以及从所述头部的底表面延伸的锚定杆。所述锚定杆包括沿着所述锚定杆的长度螺旋设置的一个或多个凹槽、以及在所述锚定杆的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端。所述穿刺尖端构造为在将所述锚定杆压入所述骨头的所述切除端部内时切割且移位所述骨头的组织。

[0017] 所述方法还包括沿着所述导向销将所述锚定杆压入所述切除端部内,使得所述锚定杆在所述切除表面上的期望位置设置在所述骨头的所述切除端部内,并且具有与所述切除表面基本正交的轨线。另外,所述方法包括在所述锚定杆已经被压入所述骨头的所述切除端部内之后将骨置换结构附接到所述固定装置头部上。所述骨置换结构构造为且可操作以置换所述骨头的去除端部分。

[0018] 从本文提供的描述,本教导的其他应用领域将变为明显。应当理解的是,描述和具体示例意为仅仅说明性的目的而非意为限制本教导的范围。

附图说明

[0019] 本文所述的附图仅用于说明的目的,而非意为以任何方式限制本教导的范围。

[0020] 图 1 是根据本公开的多种情况的、附着到示例性铰接关节的骨头的切除球端部上的铰接关节假体的示意图。

[0021] 图 2 是根据本公开的多种其他情况的、附着到示例性铰接关节的骨头的切除承窝端部上的、图 1 中所示的铰接关节假体的示意图。

[0022] 图 3 是根据本公开的多种情况的、图 1 中所示的铰接关节假体的等距视图。

[0023] 图 4 是根据本公开的多种情况的、图 1 中所示的铰接关节假体的固定装置的等距视图。

[0024] 图 5 是根据本公开的多种情况的、被压入骨头的切除端部内的、图 4 中所示的固定装置的侧视图。

[0025] 图 6 是根据本公开的多种其他情况的、被压入骨头的切除端部内的、图 4 中所示的固定装置的侧视图。

[0026] 图 7 是根据本公开的多种情况的、包括图 1 和图 2 中所示的铰接关节假体的铰接关节假体系统的一部分的侧视图。

[0027] 图 8 是根据本公开的多种情况的、包括图 1 和图 2 中所示的铰接关节假体的、图 7 中所示的铰接关节假体系统的另一部分的侧视图。

[0028] 图 9 是根据本公开的多种其他情况的、包括图 1 和图 2 中所示的铰接关节假体的、图 7 和图 8 中所示的铰接关节假体系统的又一部分的侧视图。

[0029] 贯穿附图中的若干视图,对应的附图标记表示对应的部件。

具体实施方式

[0030] 下面的描述在本质上仅为示例性的而绝非意为限制本教导、应用或使用。贯穿整个说明书,相同的附图标记将用于指代相似的元件。

[0031] 除非另有定义,否则本文所用的所有技术术语和科学术语具有与由本公开所属技术领域的技术人员所通常理解的相同含义。单数术语例如数字一(1)的任何使用旨在涵盖大于一的数值,例如由短语“一个或多个”表示的数值。包括性术语例如“包括”或“例如”等的任何使用旨在为开放式的,具有与“包括但不限于”相似的意思。本文提及的所有公布、专利申请、专利和其它参考文献的全部内容通过参引的方式并入。

[0032] 参照图 1,本公开提供了铰接关节假体 10,假体 10 是用于治疗导致关节破坏和疼痛的关节炎、创伤和其他医学疾病的微创假体。假体 10 不需要扩孔到髓腔内并且对于与关节相关联的任意骨头不需要骨干装配,从而导致更快和更完全的恢复。

[0033] 构想的是,假体 10 适于任意类型的关节治疗或技术,适于置换关节的任一侧(例如,关节球或关节窝),并且可以单独使用或与其他植入物、假体和治疗结合使用。例如,假体 10 可以在半关节置换术中使用以治疗关节的仅单个侧部,或者可以与相对关节窝治疗或相对关节球治疗结合使用。或者,假体 10 能够在完整关节置换术中使用以治疗关节的两个侧部。

[0034] 此外,尽管假体 10 在不同的附图中示例性地图示为用于通过置换肱骨头的一部分(例如,图 1)或关节盂腔体的一部分(例如,图 2)而修复肩关节,但是应当理解的是,如本文所述的假体 10 能够在其他球窝关节(例如,髋关节)中使用并且能够在无球窝关节的关节(例如,膝关节和肘关节等)中使用。

[0035] 另外,构想的是,假体 10 能够用于治疗具有适于功能性接收假体 10 的骨头的任意生物体(包括,例如人、家畜和其他哺乳动物)的关节的疾病、损伤或并发症。

[0036] 现在参照图 1、图 2、图 3 和图 4,在不同的情况下,假体 10 包括构造为且可操作以置换铰接关节的骨头的切除即去除端部分的骨置换结构 14。例如,在不同的情况下,骨置换结构 14 能够构造为且可操作以置换肱骨头或股骨头(示例性图示且在本文称为骨 18A)的头部的切除部分。可选地,在不同的情况下,骨置换结构 14 能够构造为且可操作以置换关节盂腔(即,肩窝)或髌臼(即,髌窝)(示例性图示且在本文称为骨 18B)的切除部分。

[0037] 现在参照图 1、图 2、图 3、图 4 和图 5,假体 10 另外包括构造为且可操作以将骨置换结构 14 固定到骨 18A/18B 的切除端部 24 上的固定装置 22。如下文进一步所述,骨置换结构 14 和固定装置 22 构造为一旦固定装置 22 已经如下所述地植入就能够彼此装配且连接以提供假体 10。

[0038] 固定装置 22 包括具有大致平坦底表面 30 的头部 26,底表面 30 构造为当固定装置 22 如下所述地植入到骨 18A/18B 的切除端部 24 中时与骨 18A/18B 的切除端部 24 的切

除表面 34 基本平齐地设置。固定装置 22 另外包括从头部底表面 30 延伸的锚定杆 38。锚定杆 38 包括螺旋槽和刀片系统以及在锚定杆 38 的远端部处形成的锐利的骨穿刺尖端 46。

[0039] 更具体地,锚定杆 38 包括沿着锚定杆 38 的长度 L 螺旋设置的一个或多个(例如,一个、两个、三个、四个、五个或更多个)凹槽 42,使得凹槽 42 形成沿着锚定杆 38 的长度 L 螺旋设置的一个或多个(例如,一个、两个、三个、四个、五个或更多个)刀片 44。凹槽 42 和刀片 44 围绕锚定杆 38 的中心轴线 A 以开塞钻或旋转倾斜面的形状扭转,并且具有围绕中心轴线 A 的任意合适的旋转角度,例如,旋转大约 90° 、 180° 、 270° 或 360° 。因此,当如下所述地被压入即被锤入骨 18A/18B 内时,锚定杆 38 将旋转或扭转对应的度数,例如,大约 90° 、 180° 、 270° 或 360° 。重要地,一旦固定装置 22 被压入骨 18A/18B 内而使得头部 26 的底表面 30 基本平齐地抵靠切除表面 34,凹槽 42 和刀片 44 围绕锚定杆 38 的螺旋设置以及头部底表面 30 与切除表面 34 之间的摩擦接口式接触就防止将固定装置 22 从骨 18A/18B 中抽出。

[0040] 也就是说,凹槽 42 和刀片 44 围绕锚定杆 38 的螺旋设置以及头部底表面 30 与切除表面 34 之间的摩擦接口式接触防止了锚定杆 38 从骨头中退出或者在骨头中变松,并且还防止了将固定装置 22 从骨 18A/18B 中拉出。因此,在将固定装置 22 压入骨 18A/18B 内时,固定装置 22 被牢固地设置、安置和保持在骨 18A/18B 内。

[0041] 锚定杆 38 的骨穿刺尖端 46 构造为在将锚定杆 38 压入骨 18A/18B 的切除端部 24 内时切割且移位骨 18A/18B 的组织。更具体地,穿刺尖端 46 包括多个切割刃 50,这些切割刃 50 足够锋利以在将固定装置 22 的锚定杆 38 压入骨 18A/18B 的切除端部 24 内时切割、分离和移位骨 18A/18B 的组织。也就是说,当经由与中心轴线 A 基本共轴施加到固定装置头部 26 上的直线即非旋转、压入或锤入的力而将固定装置 22 的锚定杆 38 驱动到骨 18A/18B 内时,穿刺尖端 46 切割、分离和移位骨 18A/18B 的组织。

[0042] 锚定杆 38 通常能够具有任意期望的大小或尺寸,但是构造为且可操作以将固定装置 22 牢固地保持在骨 18A/18B 内而不会延伸到骨 18A/18B 的髓腔或骨干内。因此,锚定杆 38 构造为具有明显短于已知锚定系统的长度 L,使得锚定杆 38 仅延伸到骨 18A/18B 的骨髓内或在某些情况下仅延伸到骨 18A/18B 的干骺端内。另外,锚定杆 38 能够制造为具有不同的长度 L 和直径 D,从而具有基于患者的骨结构尺寸的患者专用尺寸。

[0043] 例如,在不同的情况下,锚定杆 38 能够制造为具有介于 10mm 与 50mm 之间的直径 D 和介于 20mm 与 60mm 之间的长度 L。例如,在不同的示例性情况下,当患者具有较大的骨结构时,能够使用一种具有锚定杆 38 的固定装置 22,其中锚定杆 38 制造为具有介于 35mm 与 50mm 之间的直径 D 和介于 45mm 与 60mm 之间的长度 L。而在其他示例性情况下,当患者具有中等尺寸的骨结构时,能够使用具有锚定杆 38 的固定装置 22,其中锚定杆 38 制造为具有介于 20mm 与 35mm 之间的直径 D 和介于 30mm 与 45mm 之间的长度 L。而在其它示例性情况下,当患者具有较小的骨结构时,能够使用具有锚定杆 38 的固定装置 22,锚定杆 38 制造为具有介于 10mm 与 20mm 之间的直径 D 和介于 20mm 与 30mm 之间的长度 L。

[0044] 还参照图 1、图 2、图 3、图 4 和图 5,如上所述,固定装置头部 26 包括平坦的底表面 30,底表面 30 构造为当固定装置 22 已经被压入骨 18A/18B 的切除端部 24 内时与骨 18A/18B 的切除端部 24 的切除表面 34 基本平齐地设置。此外,头部 26 构造为且可操作以提供用于固定装置 22 的深度止挡部或限位部,使得锚定杆 38 仅能够被压入或被直线驱动到骨

18A/18B 内特定的距离,即,锚定杆 38 的长度 L。因此,当固定装置 22 被压入骨 18A/18B 内时,锚定杆 38 将推进到骨 18A/18B 内,直到头部 26 的底表面 30 接触切除表面 34 为止。在该位置,头部 26 将防止锚定杆 38 进一步推进到骨 18A/18B 内。

[0045] 在不同的情况下,头部 26 的顶表面 54 也是基本平坦的。但是,构想的是,顶表面 54 能够具有适于与骨置换结构 14 匹配的任意形状和形式。相似地,尽管固定装置头部 26 的外周形状示出为大致圆形的,但是构想的是,头部 26 的外周形状能够具有适于与骨置换结构 14 匹配的任意期望的形状。

[0046] 另外,在不同的情况下,头部 26 包括延伸穿过头部 26 的多个骨凿槽 58。如本文所述,骨凿槽 58 构造为且可操作以容许在固定装置 22 在植入之后需要被移除的情况下经过骨凿槽插入骨凿以切割围绕锚定杆 38 的骨组织。

[0047] 现在参照图 4,在不同的情况下,锚定杆 38 的凹槽 42 包括纹理表面 62,纹理表面 62 构造为且可操作以在植入之后刺激和促进在凹槽 42 内和围绕刀片 44 的骨内生长。刺激和促进骨内生长增加了所植入的锚定杆 38 在骨 18A/18B 内的持久性,增强了假体 10 的强度、耐用性和稳定性。纹理表面 62 能够为施加到凹槽 42 上的或在凹槽 42 中制成的任意纹理化处理。例如,在不同的情况下,纹理表面 62 能够在固定装置 22 的制造期间一体地形成到凹槽 42 内。可选地,在不同的情况下,纹理表面 62 能够在固定装置 22 被制成之后施加到、即附着到凹槽 42 上。

[0048] 另外,固定装置头部 26 的结构进一步增加了所植入的锚定杆 38 的持久性并且进一步增强了假体 10 的强度、耐用性和稳定性。更具体地,固定装置头部 26 的底表面 30 与骨 18A/18B 的切除表面 34 之间的接触表面区域提供了用于锚定杆 38 的径向操纵杆臂,使得施加到假体 10 上的角向力作为轴向力矢量施加到切除表面 34 上且围绕切除表面 34 分布而非传递给锚定杆 38 和作为径向力矢量施加到骨 18A/18B 上。此外,在固定装置 22 被压入骨 18A/18B 之后,在锚定杆凹槽 42 内的骨内生长以及存在于固定装置头部 26 的底表面 30 与切除表面 34 之间的摩擦力相结合而在力被施加到所植入的假体 10 上时防止固定装置 22 旋转。

[0049] 现在参照图 3、图 4、图 5 和图 6,在不同的情况下,固定装置 22 包括沿着轴线 A 延伸穿过头部 26 和锚定杆 38 的纵向孔 66。如下所述,孔 66 在将固定装置 22 压入骨 18A/18B 内的过程期间被使用。

[0050] 另外,固定装置 22 包括设置在固定装置 22 的近端部 74 处的骨置换结构联接件 70。骨置换联接件 70 构造为且可操作以将骨置换结构 14 牢固地联接到固定装置 22 上。如本文所述,骨置换结构联接件 70 能够为适于在固定装置 22 已经被植入到骨 18A/18B 内之后将骨置换结构 14 附接到固定装置 22 上的任意联接件、连接器、紧固装置或固定装置。

[0051] 例如,在如图 3 和图 5 中示例性图示的不同情况下,骨置换结构联接件 70 能够包括轴向定心在固定装置 22 的近端部 74 内的联接承窝。在这种情况下,联接承窝 70 构造为接收骨置换结构 14 的联接柱 78,从而将骨置换结构 14 牢固地联接到固定装置 22 上。联接承窝 70 和联接柱 78 能够构造为以任意合适的方式将骨置换结构 14 牢固地附着到固定装置 22 上。例如,在不同的实施例,联接柱 78 能够构造为具有莫氏锥度,其形成为被插入联接承窝 70 内且与联接承窝 70 摩擦连接,使得骨置换结构 14 被牢固地附着到固定装置 22 上。可选地,能够使用螺钉、铆钉、粘胶、钉、按扣、互锁的突起和狭槽连接器、或适于将骨

置换结构 14 牢固地附着到固定装置 22 上的任意其他连接装置或方式将骨置换结构 14 附着到固定装置 22 上。

[0052] 作为另外的示例,在如图 6 中示例性图示的不同情况下,骨置换结构联接件 70 能够包括轴向定心于固定装置 22 的近端部 74 且从固定装置 22 的近端部 74 延伸的联接凸起。在这种情况下,联接凸起 70 构造为接收在骨置换结构 14 的联接接收部(未示出,但是本领域的技术人员容易理解)内,从而将骨置换结构 14 牢固地联接到固定装置 22 上。联接凸起 70 和联接接收部能够构造为以任意合适的方式将骨置换结构 14 牢固地附着到固定装置 22 上。例如,在不同的实施例,联接凸起 70 能够构造为具有莫氏锥度,其形成为被插入到联接接收部内且与联接接收部摩擦连接,使得骨置换结构 14 牢固地附着到固定装置 22 上。可选地,能够使用螺钉、铆钉、粘胶、钉、按扣、互锁的突起和狭槽连接器、或适于将骨置换结构 14 牢固地附着到固定装置 22 上的任意其他连接装置或方式将骨置换结构 14 附着到固定装置 22 上。

[0053] 现在参照图 1、图 2 和图 3,如上所述,骨置换结构 14 构造为且可操作以置换铰接关节的骨 18A/18B 的切除或去除端部分。例如,骨置换结构 14 能够构造为且可操作以置换肱骨或股骨的头部的切除部分或置换肩关节的关节孟腔或髋关节的髋臼的切除部分。骨置换结构 14 能够由适于用作假体关节植入物的材料制成。例如,在不同的情况下,骨置换结构 14 能够由各种合适的金属例如不锈钢或钛、或各种合适的塑料、陶瓷或其他类似骨头的物质制成。

[0054] 另外,骨置换结构 14 通常能够具有适于模仿假体 10 所要置换的骨 18A/18B 的端部的自然构形的任意期望的形状和尺寸。例如,在不同的情况下,骨置换结构 14 能够具有大致半球形的形状,以置换肱骨或股骨的切除头部。或者,在不同的其他情况下,骨置换结构 14 能够具有凹入形状以置换切除的关节孟腔或髋臼。

[0055] 此外,骨置换结构 14 能够制造为使得不同尺寸的骨置换结构 14 能够匹配于且连接至不同尺寸的固定装置 22。例如,具有 12mm 直径 X 的骨置换结构 14 能够制造为与具有 40mm、50mm 和 60mm 的长度 L 的固定装置 22 相配,而具有 10mm 直径 X 的骨置换结构能够制造为与具有 30mm、40mm 和 50mm 的长度的固定装置 22 相配。因此,每种骨置换结构 14 不管相应的骨置换结构 14 的具体尺寸和形状如何,均能够与多种尺寸的固定装置 22 相配,并且反之亦然。

[0056] 现在参照图 7 和图 8,在不同的情况下,假体 10 能够被包括在铰接关节假体系统 82 中,图 7 中示出了铰接关节假体系统 82 的一部分,而图 8 中示出了铰接关节假体系统 82 的另一部分。在不同的情况下,铰接关节假体系统 82 包括如上所述的铰接关节假体 10、定心导向部 86、导向销 90 和中空压入工具 94。

[0057] 定心导向部 86 构造为且可操作以在准备将固定装置 22 压入骨 18A/18B 内时设置到切除表面 34 上,以如下所述地控制导向销 90 的布置和轨线,使得导向销在切除表面 34 的大致中心处设置在骨 18A/18B 的切除端部内并且具有与切除表面 34 基本正交的轨线。更具体地,定心导向部 86 包括从定心导向部 86 的顶表面 102 延伸且基本定心在定心导向部 86 的顶表面 102 上的中心柱 98。另外,定心导向部 86 包括延伸穿过中心柱 98 且轴向定心在定心导向部 86 内的中心孔 106。在使用时,定心导向部 86 设置到切除表面 34 上,使得中心孔 106 定位在切除表面 34 上的期望位置处。例如,定心导向部 86 能够设置在切除表面

34 上,使得中心孔 106 定位在切除表面 34 的大致中心处。

[0058] 通常,假体 10 的优点在于锚定杆 38 能够被设置在切除表面 34 的中心内,这提供了固定装置 22 的植入的容易性和一致性。但是,在骨骼畸形的情况下,可能需要使固定装置 22 偏移。在这种情况下,定心导向部 86 能够可选地设置在切除表面 34 上,使得中心孔 106 定位在切除表面 34 的大致偏离中心的期望位置处。

[0059] 导向销 90 构造为穿过定心导向部 86 的中心孔 106 插入,并且在定心导向部中心孔 106 的位置,例如在切除表面 34 的大致中心处,设置到骨 18A/18B 的切除端部内,从而具有与切除表面 34 基本正交的轨线,并且具有远离于切除表面 34 延伸的导向销 90 的近端部分 110。能够使用任意合适的设置方法将导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内。例如,在不同的情况下,导向销 90 能够具有在远端部 114 上形成的钻头,使得通过将导向销 90 钻入骨 18A/18B 的切除端部内而将导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内。可选地,在不同的情况下,导向销 90 能够具有锐利的远端部 114,使得通过将导向销 90 压入骨 18A/18B 的切除端部内而将导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内。

[0060] 如下所述,导向销 90 可操作以控制锚定杆 38 的布置和轨线,使得锚定杆 38 能够在期望的位置,例如在切除表面 34 的大致中心处,被压入骨 18A/18B 的切除端部内,并且具有与切除表面 34 基本正交的轨线。

[0061] 如下所述,中空压入工具 94 构造为且可操作以将固定装置 22 更具体地将锚定杆 38 压入骨 18A/18B 的切除端部内。具体地,固定装置 22 沿着导向销 90 被压入骨 18A/18B 的切除端部内,使得锚定杆 38 在期望的位置,例如在切除表面 34 的大致中心处设置在骨头的切除端部内,并且具有与切除表面 34 基本正交的轨线。压入工具包括从压柄 122 延伸的中空压筒 118,其中,压筒包括内部通道 126。

[0062] 在不同的情况下,铰接关节假体系统 82 能另外包括具有内腔 134 的中空钻头 130。中空钻头 130 构造为且可操作以在切除表面 34 中切出较浅的起始凹部 138,以在开始将固定装置 22 的锚定杆 38 压入骨 18A/18B 的切除端部内时向固定装置 22 的骨穿刺尖端 46 提供稳定性,正如下文所述。

[0063] 现在参照图 1 至图 9,在不同的情况下,铰接关节假体 10 能够利用如下的铰接关节假体系统 82 进行安装。在执行切骨术从而提供切除表面之后,将定心导向部 86 设置在切除表面 34 上。具体地,定心导向部 86 设置在切除表面 34 上,使得中心孔 106 位于切除表面 34 上的期望位置,例如位于切除表面 34 的中心。

[0064] 能够利用任意合适的保持装置将定心导向部 86 保持在切除表面上。例如,在不同的情况下,定心导向部 86 的底表面 142 能够有纹理而具有多个小的钉状部或齿 146,一旦中心孔如期望地定位,就能够通过使用槌或锤轻敲定心导向部 86 而将这些钉状部 146 暂时地嵌入切除表面 34 内。因此,如下所述,当导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内时,钉状部 146 将定心导向部 86 保持在切除表面 34 上的期望位置处。可选地,在不同的情况下,能够使用骨科螺钉(未示出)将定心导向部 86 暂时旋拧到切除表面 34 上,使得当导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内时将定心导向部 86 维持在切除表面 34 上的期望位置处。或者,在不同的情况下,在将导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内的同时,能够仅由临床医生将定心导向部 86 保持在位。

[0065] 在定心导向部 86 被定位且暂时保持在切除表面 34 上的期望位置处之后,将导向

销 90 的远端部 114 插入定心导向部 86 的中心柱 98 的中心孔 106 内。随后,将导向销 90 设置在骨 18A/18B 的切除端部内。重要地,中心柱 98 的中心孔 106 控制导向销 90 进入切除表面的位置,并且在导向销 90 推进到骨 18A/18B 的切除端部内时进一步控制导向销 90 的轨线。更具体地,中心柱 98 的中心孔 106 控制导向销 90 的轨线,使得导向销 90 以基本正交于切除表面 34 的角度设置在骨 18A/18B 的切除端部内。

[0066] 如上所述,能够使用任意合适的方法,例如将导向销 90 钻入骨 18A/18B 的切除端部内或将导向销 90 压入骨 18A/18B 的切除端部内或任意其他合适的方法,使导向销 90 推进到骨 18A/18B 的切除端部内。

[0067] 一旦导向销 90 被设置在骨 18A/18B 的切除端部内,就将定心导向部 86 从切除表面 34 中移除。

[0068] 随后,通过将近端部 110 插入固定装置 22 的纵向孔 66 内将固定装置 22 置于导向销 90 的近端部 110 上。固定装置 22 随后在导向销 90 上向下滑动,直到锚定杆 38 的骨穿刺尖端 46 接触切除表面 34 为止。

[0069] 在不同的情况下,在将固定装置 22 置于导向销 90 的近端部 110 上之前,通过将近端部 110 插入钻头 130 的内腔 134 内将中空钻头 130 (附接到钻具上)置于近端部 110 上。中空钻头 130 随后能够旋转(经由钻具)以切出较浅的起始凹部 138。如上所述,在这种情况下,生成较浅的起始凹部 138,以在开始将锚定杆 38 压入骨 18A/18B 的切除端部内时提供用于固定装置 22 的穿刺尖端 46 的稳定性。因此,较浅的起始凹部 138 仅延伸到骨 18A/18B 的切除端部内极小的距离,例如大约 1mm 至 5mm。在这种情况下,一旦起始凹部 138 被设置,就将固定装置 22 置于导向销 90 的近端部 110 上,使得锚定杆 38 的骨穿刺尖端 46 接触位于较浅的起始凹部 138 内的切除表面 34。

[0070] 可选地,在骨 18A/18B 特别硬的情况下,中空钻头 130 能够被利用以钻出能够具有任意期望深度的较深凹部 138。例如,凹部 138 能够被钻出以具有等于锚定杆 38 的长度 L 的 1/2 或 3/4 的深度,或者在某些情况下具有等于或大于锚定杆 38 的长度 L 的深度,从而将固定装置 22 更容易地压入骨 18A/18B 内。

[0071] 在固定装置 22 被置于导向销 90 的近端部 110 上且骨穿刺尖端 46 与切除表面 34 (具有或不具有较浅的起始凹部 138)相接触之后,通过将近端部 110 插入压筒 118 的内部通道 126 内而将压入工具 94 的中空压筒 118 置于导向销 90 的近端部 110 上。压筒 118 沿着导向销近端部 110 推进,直到压筒 118 的远端部 150 接触固定装置头部 26 的顶表面 54 为止。随后,经由槌或锤将撞击力反复地施加到压入工具把手 122 上。如本领域的技术人员将容易理解的,施加到把手 122 上的撞击力经过把手 122 和压筒 118 传递,使得撞击力被施加到固定装置头部 26 上,并且更具体地被施加到锚定杆 38 上。因此,每次撞击的力导致锚定杆穿刺尖端 46 的切削刃 50 切割、分离和移位骨 18A/18B 的切除端部的较软的松质骨组织。

[0072] 因此,通过每次撞击,锚定杆 38 推进到骨 18A/18B 的切除端部内,直到固定装置头部 26 的底表面 30 接触切除表面 34 为止。在该位置,阻止锚定杆 38 进一步推进。重要地,锚定杆 38 沿着导向销 90 推进到骨 18A/18B 的切除端部内,使得锚定杆 90 以基本正交于切除表面 34 的角度设置在骨 18A/18B 的切除端部内。

[0073] 在固定装置 22 已经被压入骨 18A/18B 的切除端部内之后,导向销 90 被移除,即经

过固定装置 22 的纵向孔 66 被抽出。随后,如上所述,利用骨置换结构联接件 70 将骨置换结构 14 牢固地联接到或附着到固定装置的头部 26 上。例如,在其中骨置换结构包括联接承窝 70 的不同情况下,骨置换结构 14 的联接柱 74 例如经由联接柱 74 的莫氏锥度固定在联接承窝 70 内。同样如上所述,骨置换结构 14 能够构造为复制和置换关节球或关节窝的一部分,例如,肱骨头或股骨头 18A 的一部分、或关节孟腔或髌臼 18B 的一部分。

[0074] 总之,如本文所述的假体 10 包括固定装置 22,固定装置 22 包括明显短于已知锚定系统的锚定杆 38。具体地,本公开的锚定杆 38 一旦植入就仅延伸到骨 18A/18B 的切除端部的骨髓内或在某些情况下仅延伸到干骺端内。此外,如本文所述,本公开的假体 10 的植入不需要任意骨铰孔,这是由于固定装置 22 的锚定杆 38 包括骨穿刺尖端 46,骨穿刺尖端 46 构造为当其被压入或被直线驱动到骨 18A/18B 的切除端部内时切割、分离和移位较软的松质骨头。

[0075] 本文的描述本质上仅为示例性的,并且由此,不偏离本文所述要旨的变型意为落在本教导的范围内。这些变型并非视为偏离本教导的精神和范围。

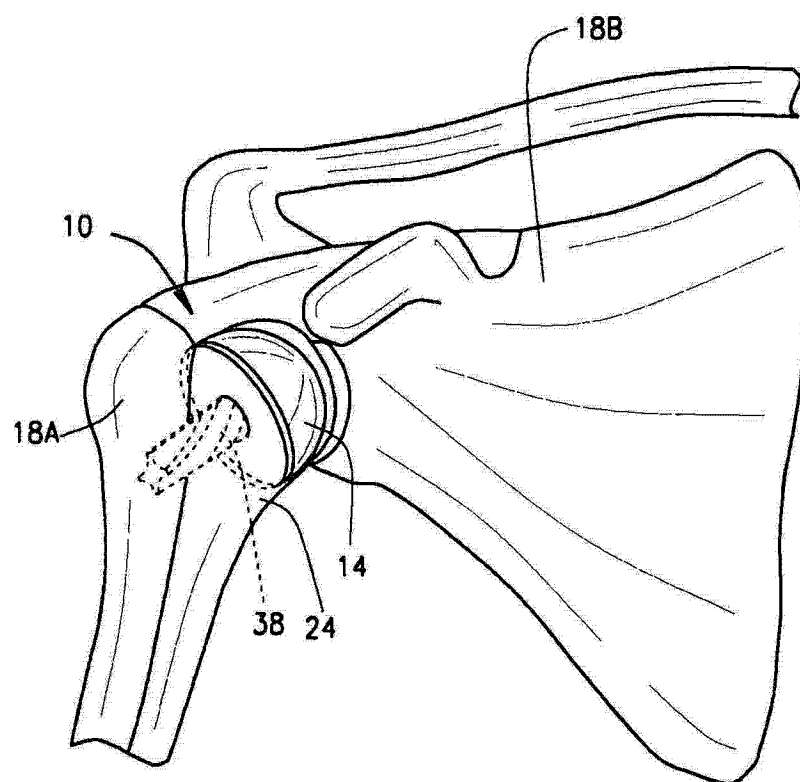


图 1

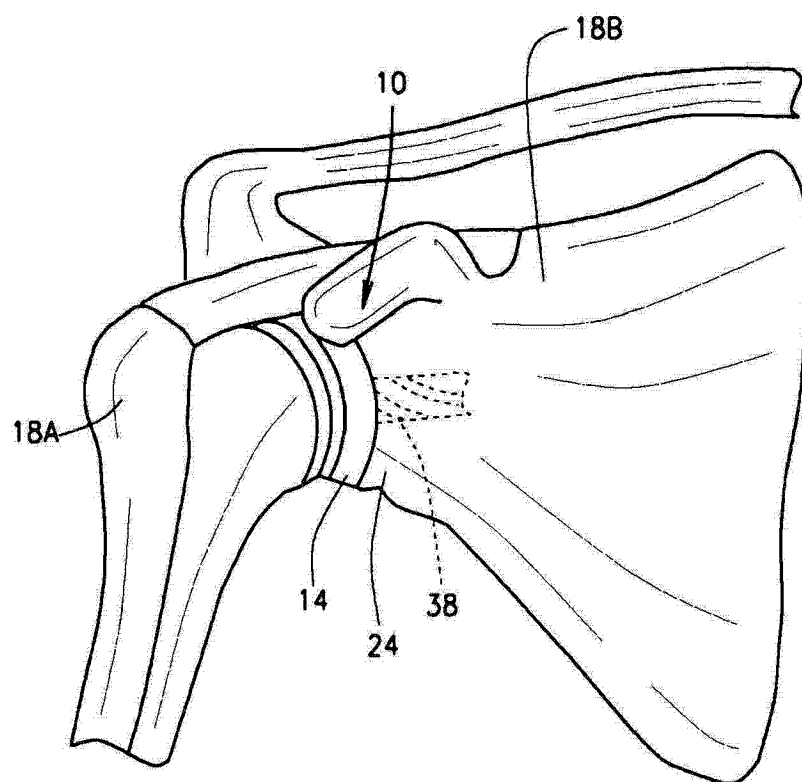


图 2

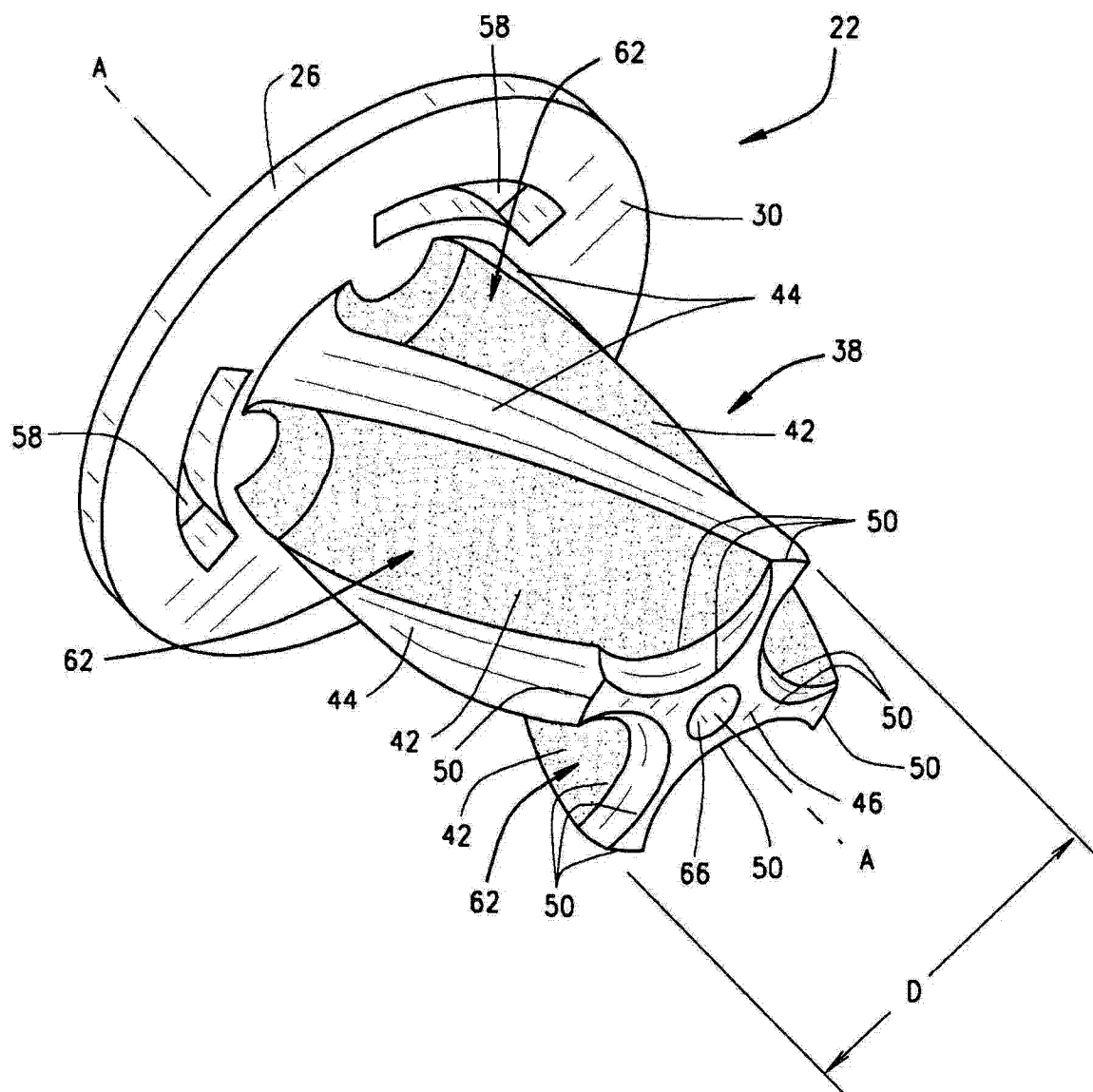


图 4

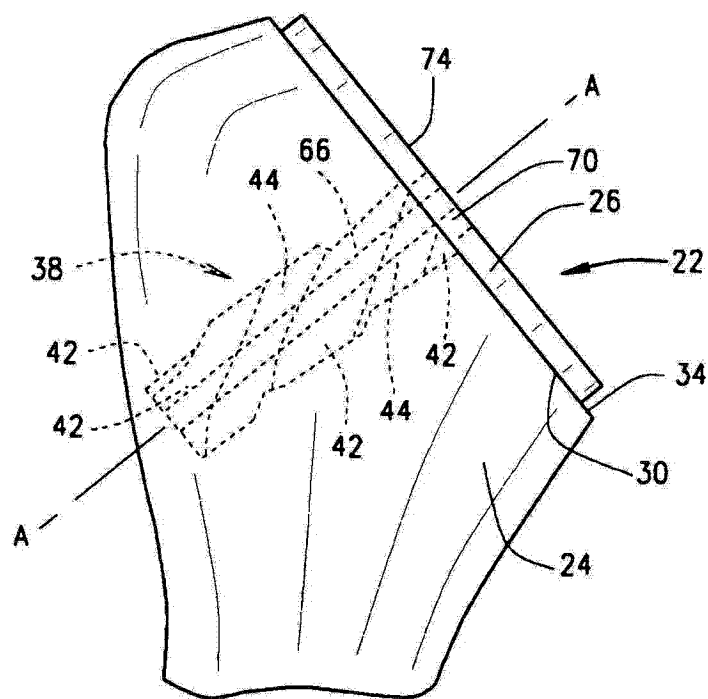


图 5

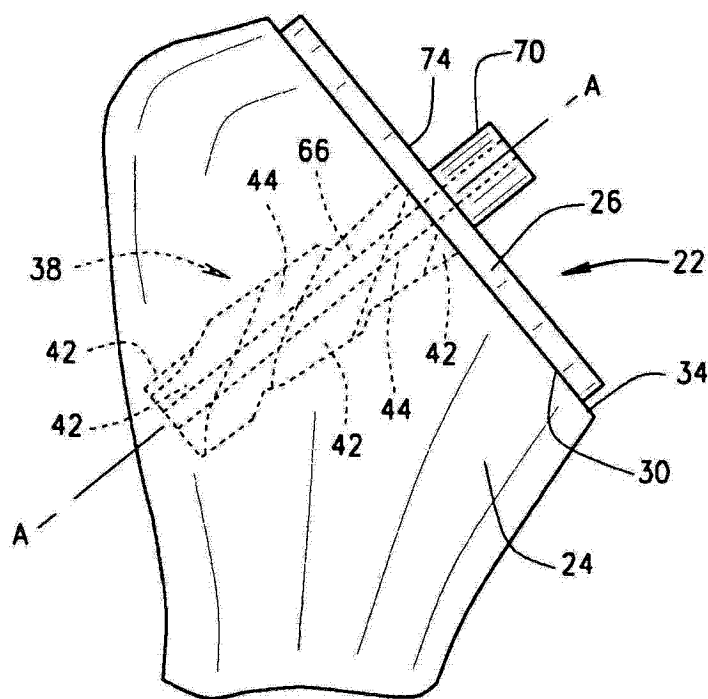


图 6

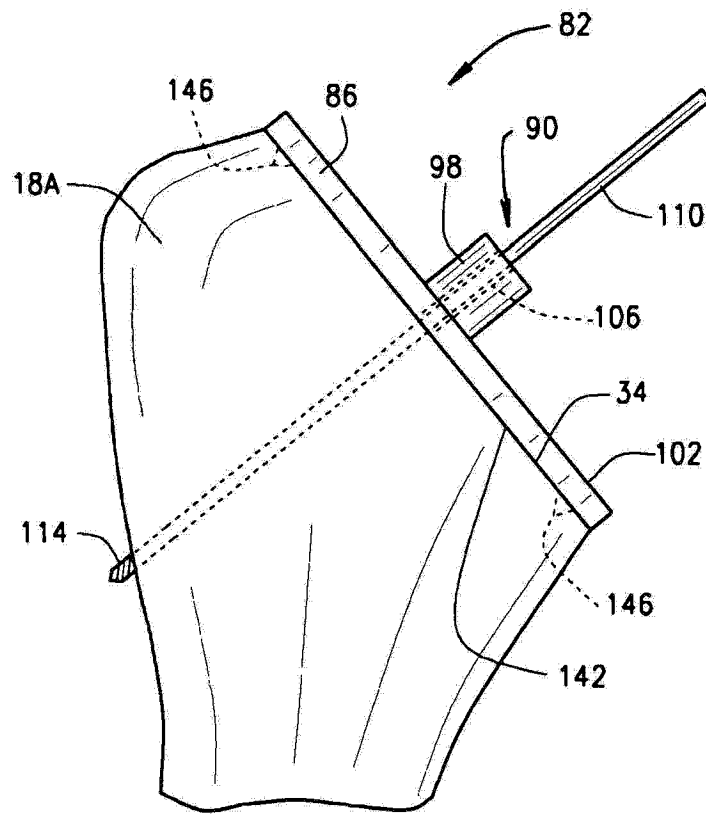


图 7

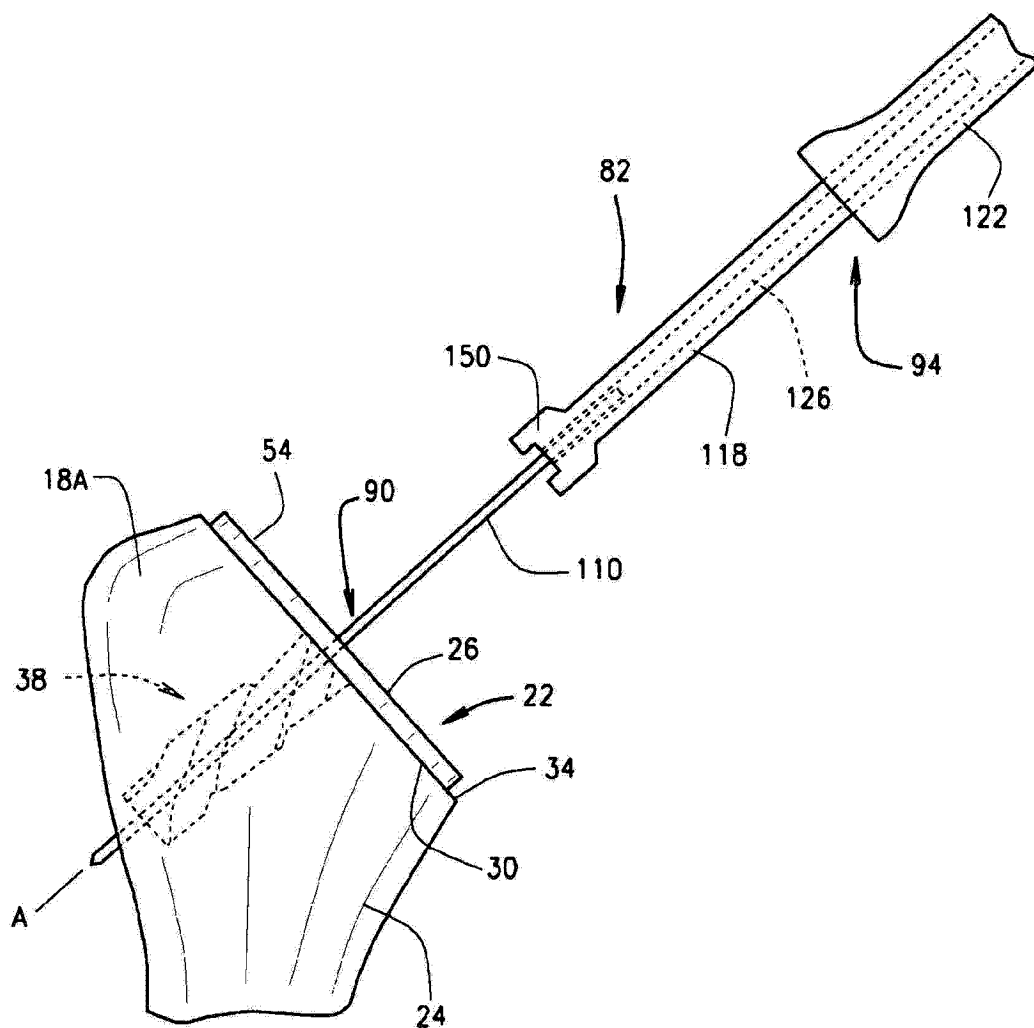


图 8

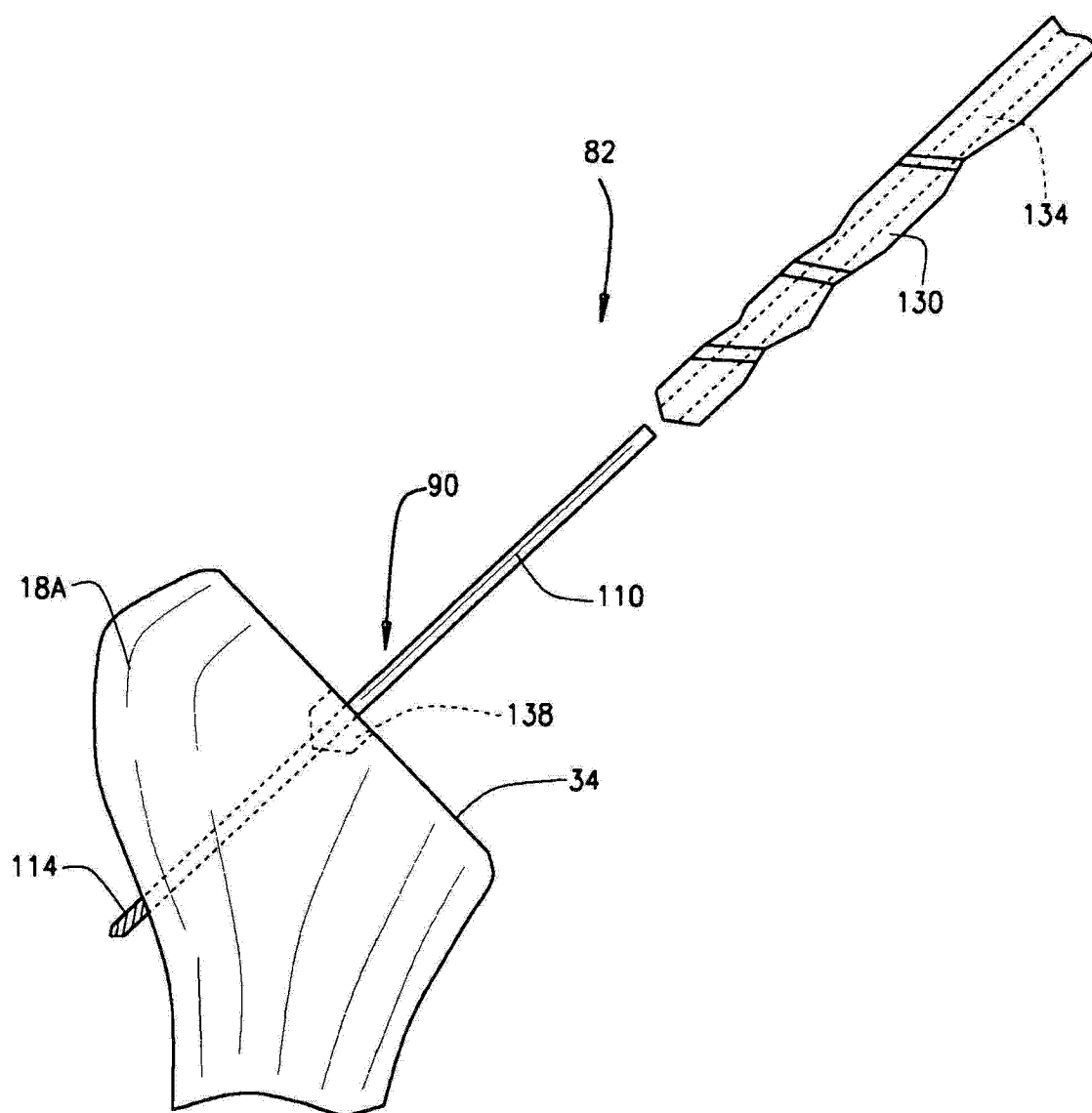


图 9