



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101394802 B

(45) 授权公告日 2011. 11. 16

(21) 申请号 200780005586. 9

代理人 马洪

(22) 申请日 2007. 02. 08

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

11/355, 877 2006. 02. 16 US

A61B 17/70 (2006. 01)

A61B 17/86 (2006. 01)

A61B 17/64 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2008. 08. 15

A61B 17/80 (2006. 01)

A61B 17/68 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2007/061839 2007. 02. 08

(56) 对比文件

WO 02/09601 A2, 2002. 02. 07,

WO 02/09601 A2, 2002. 02. 07,

CN 1604758 A, 2005. 04. 06,

EP 0241792 A1, 1987. 10. 21,

US 2002/0016594 A1, 2002. 02. 07,

FR 2789293 A1, 2000. 08. 11,

(87) PCT申请的公布数据

W02007/095447 EN 2007. 08. 23

(73) 专利权人 华沙整形外科股份有限公司

地址 美国印第安纳州

审查员 汤利容

(72) 发明人 F·丹尼斯 E·E·特兰斯费尔德特

T·A·格拉维 J·D·斯文德

J·H·佩拉 M·R·平特

M·S·威尔德曼 W·A·雷扎切

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公

司 31100

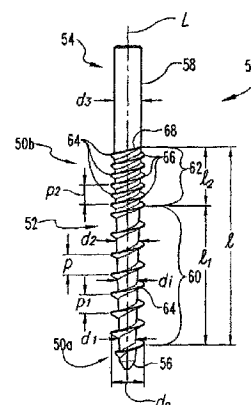
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 5 页

(54) 发明名称

多螺纹骨螺钉

(57) 摘要

骨螺钉 (10), 包括螺纹杆部 (52), 螺纹杆部 (52) 包含有远端部分 (50a) 和近端部分 (50b), 并且定义出第一螺纹节段 (60), 从远端部分 (50a) 向近端部分 (50b) 延伸且适合锚定在松质骨中, 以及第二螺纹节段 (62), 从第一螺纹节段 (60) 连续向近端部分 (50b) 延伸且适合接合在皮质骨中, 其中第二螺纹节段 (62) 相对于第一螺纹节段 (60) 具有更细的螺纹图案。在一个实施方式中, 第一螺纹节段 (60) 包括第一螺旋状螺纹 (64), 定义出单导程螺纹图案, 用于在松质骨中锚定, 以及第二螺纹节段 (62) 包括第二螺旋状螺纹 (66), 其与第一螺纹 (64) 交织, 定义出双导程图案, 用于在皮质骨中接合。在进一步实施方式中, 骨螺钉 (10) 包括头部 (54), 从螺纹杆部 (52) 延伸出来, 并被设计形状用于连接脊柱移植物。



1. 一种骨螺钉,包括:

螺纹杆部,其含有远端部分和近端部分,所述螺纹杆部定义出第一螺纹节段,从所述远端部分向所述近端部分延伸并且适合锚定在松质骨中,所述螺纹杆部定义出第二螺纹节段,其从所述第一螺纹节段向所述近端部分连续延伸并且适合在皮质骨中接合,所述第二螺纹节段包括相对于第一螺纹节段而言的较细螺纹图案,

其中,所述螺纹杆部包括第一螺纹,从所述远端部分向所述近端部分延伸,包括单螺旋状螺纹图案,定义出所述第一螺纹节段,用于在松质骨中锚定,所述螺纹杆部包括第二螺纹,与所述第一螺纹配合,以便提供双螺旋状螺纹图案,定义出所述第二螺纹节段,用于在皮质骨中接合,并且,所述第一螺纹具有第一螺纹螺距,所述第二螺纹具有第二螺纹螺距,基本上等于所述第一螺纹螺距。

2. 权利要求1所述的骨螺钉,其中所述第二螺纹是与所述第一螺纹交织起来,并且基本上位于所述第一螺纹之间的中心处,以提供所述双螺旋状螺纹图案。

3. 权利要求1所述的骨螺钉,其中所述第二螺纹,相对于所述第一螺纹,偏离大约180度。

4. 权利要求1所述的骨螺钉,其中所述第一螺纹节段沿着所述螺纹杆部延伸至少大约一半。

5. 权利要求4所述的骨螺钉,其中所述第一螺纹节段沿着所述螺纹杆部延伸至少大约三分之二。

6. 权利要求1所述的骨螺钉,其中所述第二螺纹与所述第一螺纹交织起来并且基本上位于所述第一螺纹之间的中心处,定义出所述第二螺纹节段,用于在皮质骨中接合。

7. 权利要求6所述的骨螺钉,其中所述第一螺纹节段沿着所述螺纹杆部延伸至少大约三分之二。

8. 权利要求1所述的骨螺钉,其中所述第二螺纹相对于所述第一螺纹偏离大约180度,用于接合在皮质骨中。

9. 权利要求1所述的骨螺钉,进一步包括头部,从所述螺纹杆部的所述近端部分延伸出来,所述头部适合偶接延伸元件,该延伸元件被设计大小并且被成形,以便在至少两个相邻脊椎间延伸。

10. 权利要求1所述的骨螺钉,其中所述螺纹杆部的所述第一和第二螺纹节段定义出内部螺纹根直径,内部螺纹根直径在所述远端部分和所述近端部分之间变化。

11. 权利要求10所述的骨螺钉,其中所述内部螺纹根直径从所述远端部分向所述近端部分均匀增加。

12. 权利要求10所述的骨螺钉,其中所述内部螺纹根直径沿着所述螺纹杆部的整个长度增加。

13. 权利要求10所述的骨螺钉,其中所述内部螺纹根直径,在所述远端部分和所述近端部分之间,增加了至少大约25%。

14. 权利要求10所述的骨螺钉,其中所述螺纹杆部的所述第一和第二螺纹节段,在所述远端部分和所述近端部分之间,定义出基本一致的外部螺纹直径。

15. 权利要求10所述的骨螺钉,其中,临近所述远端部分的所述外部螺纹直径,比临近所述远端部分的所述内部螺纹直径,大至少大约25%。

16. 权利要求 1 所述的骨螺钉,其中所述第一螺纹节段具有螺纹螺距,所述第一螺纹节段定义出内部螺纹根直径,所述螺纹螺距至少是与临近所述远端部分的所述内部螺纹根直径一样大。

17. 权利要求 16 所述的骨螺钉,其中所述螺纹螺距,沿着所述第一螺纹节段的基本上整个长度,为至少与所述内部螺纹根直径一样大。

18. 权利要求 16 所述的骨螺钉,其中所述螺纹螺距,沿着所述螺纹杆部的基本上整个长度,为至少与所述内部螺纹根直径一样大。

多螺纹骨螺钉

发明领域

[0001] 本发明,一般地,涉及骨螺钉领域,并且,更具体而言,涉及具有多个螺纹节段的骨螺钉,这些多个螺纹节段适合与骨的不同区域接合,以及使用该骨螺钉的方法。

背景技术

[0002] 各种类型的紧固件被用于将移植物和其他器件接合到骨上。在脊柱领域,骨螺钉通常被用于将板片、杆、或者其他类型的移植物和器件附加到一个或者多个椎骨上。参看图1,其中所示是一个现有技术的骨螺钉10,包括螺纹杆部12,其适合接合在骨中,以及头部14,其通过接合器机构(没有示出)适合连接延伸元件(没有示出),例如脊柱棒。。适合将脊柱棒连接到骨螺钉10之头部14的接合器机构的例子在下列专利中被图示和描述,例如,授予Simonson的美国专利号5,643,263,授予Barker的美国专利号5,947,967和,授予Ashman的美国专利号6,471,703。

[0003] 该骨螺钉的螺纹杆部12包括单一、等螺距螺纹16。螺纹16包括相对较宽的螺距,这是特别适合用于在松质骨中接合或者紧固,例如椎体的内部区域中的松质骨。虽然螺纹16可以被提供带有细小螺距的螺纹,以便增强在骨中的相对较硬和较致密皮质区域中的稳定性,但是细小螺距螺纹倾向于减少骨的松质区域中的紧固。而且,细小螺距螺纹需要其他形状变形,以便将骨螺钉完全啮合在骨内。

[0004] 因此,存在对于改进型骨螺钉以及使用它的方法的需要。本发明满足了这一需要,并且,以一种新颖和非显而易见的方式,提供其他益处和优势。

发明内容

[0005] 本发明一般性地涉及骨螺钉,其具有多个螺纹节段,适合与骨的不同区域的接合;和涉及使用这种骨螺钉的方法。虽然本文所覆盖的发明的实际性质可以仅仅通过参考所附权利要求书进行确定,但是本发明的某些形式,它们是本文所公开的优选实施方式的特征,在下面进行简要描述。

[0006] 在本发明的一个形式中,提供了骨螺钉,其具有螺纹杆部,包括有远端部分和近端部分,其中螺纹杆部定义出第一螺纹节段,从远端部分延伸向近端部分并且适合锚定在松质骨中,以及其中螺纹杆部定义出第二螺纹节段,从临近第一螺纹节段处向近端部分延伸并且适合在皮质骨中接合,而且,其中第二螺纹节段相对于第一螺纹节段包含更细小的螺纹图案。

[0007] 在本发明的另一个形式中,提供了脊柱系统,包括骨螺钉,具有螺纹杆部,含有远端部分和近端部分,以及具有从螺纹杆部的近端部分延伸而来的头部,其中螺纹杆部定义出第一螺纹节段,从远端部分向近端部分延伸并且适合锚定在松质骨中,以及其中螺纹杆部定义出第二螺纹节段,从临近第一螺纹节段处向近端部分延伸并且适合在皮质骨中接合,而且,其中第二螺纹节段相对于第一螺纹节段包含更细小的螺纹图案。脊柱系统进一步包括脊椎移植物,其连接到骨螺钉的头部。

[0008] 在本发明的又一形式中,提供了骨螺钉,其具有螺纹杆部,含有远端部分和近端部分,其中螺纹杆部包括第一螺旋状螺纹,从远端部分向近端部分延伸并且定义出单一导程螺纹图案,适合锚定在松质骨中,以及螺纹杆部包括第二螺旋状螺纹,与第一螺纹交叉,以便定义出双导程螺纹图案,其靠近螺纹杆部的近端部分,适合在皮质骨中接合。

[0009] 在本发明的再一个形式中,提供了一种方法,用于将骨螺钉啮合到骨中,所述骨具有内部的松质区域和外部的皮质骨区域。

[0010] 在本发明的再另一个形式中,提供了一种方法,用于将骨螺钉啮合到骨中,所述骨具有内部的松质区域和外部的皮质骨区域。该方法包括提供具有螺纹杆部的骨螺钉的步骤,该螺纹杆部含有远端部分和近端部分,其中螺纹杆部定义出第一螺纹节段,从远端部分向近端部分延伸并且适合锚定在松质骨中,以及其中螺纹杆部定义出第二螺纹节段,从临近第一螺纹节段处向近端部分延伸并且适合在皮质骨中接合,而且,其中第二螺纹节段相对于第一螺纹节段包含更细小的螺纹图案。该方法进一步包括将第一螺纹节段啮合在骨的内部松质区域中,和将第二螺纹节段啮合在骨的外部皮质区域中的步骤。

[0011] 本发明的一个目标是提供改进型骨螺钉以及使用它的方法。本发明的其他目标、特征、优点、益处以及方面,从本文所含有的附图和描述将会变成明显的。

附图说明

[0012] 图 1 是现有技术骨螺钉的正面侧视图。

[0013] 图 2 是根据本发明的一种形式的骨螺钉的正面侧视图。

[0014] 图 3 是图 2 中所图示说明的骨螺钉的正面侧视图,按照被啮合到骨以及连接到脊柱棒上那样。

[0015] 图 4 是本发明的另外一个形式的骨螺钉的正面侧视图,按照被啮合到骨以及连接到脊柱棒上那样。

[0016] 图 5 是本发明的另外一个形式的骨螺钉的正面侧视图,按照被啮合到骨以及连接到脊柱板上那样。

[0017] 图 6 是本发明的另外一个形式的骨螺钉的正面侧视图,按照被啮合到骨以及连接到脊柱板上那样。

具体实施方式

[0018] 为了促进对本发明的原理的理解之目的,现在将参考附图中所图示说明的实施方式,也将用特定语言描述它。然而,应该理解的是,因此没有意图去限制本发明的范围,以及对图示仪器的进一步修改以及对本文所阐述的本发明原则的进一步应用也是预料到的,这是因为这些将会自然地由本发明相关领域的技术人员想到。

[0019] 参考图 2,其中所示是根据本发明的一种形式的骨螺钉 50。骨螺钉 50 沿着长轴 L 延伸,并且包括远端部分 50a 和近端部分 50b。骨螺钉 50 一般地包括螺纹杆部分 52,适合在骨内接合,以及头部 54,适合偶接移植物,它的进一步细节在下面阐述。骨螺钉 50 可以以任何适当的生物相容材料形成,诸如,例如钛、钛合金、不锈钢、金属性合金,或者其他本领域技术人员所知的材料,这些材料拥有机械和生物相容性性质,适合在体内移植以及附着到骨。

[0020] 在一个实施方式中,螺纹杆部 52 包括末端 56,其被设置以穿透骨。在所图示说明的实施方式中,末端 56 是逐渐变细的,或者是尖锐的,以便有助于进入骨中。但是,在其他实施方式中,末端 56 可以确定为钝端或者圆端。在另一实施方式中,远端部分 50a 的末端 56 或者其他部分可以被提供有一个或者多个刃口或者凹槽(没有示出),以便给骨螺钉 50 提供自切割或者自动攻丝能力。在再一其他实施方式中,骨螺钉 50 可以被提供有轴向通道(没有示出),从近端部分 50b 延伸出来,部分或者全部贯穿以便限定出套管插入开口,以及可以被进一步提供有横向通道,它们与轴向通道连通,以便限定出穿孔开口。套管插入开口和穿孔开口可以被用于传送物质,诸如,例如骨水泥,从骨螺钉 50 的近端部分 50b 到轴向或者侧向靠近远端部分 50a 的骨区域,或者螺纹杆部 52 的其他部分。

[0021] 在图示说明的实施方式中,头部 54 包括相对平滑的杆或者柄 58,设置用于可以滑动地接受移植物元件或者连接器,以便偶接移植物元件。但是,应该理解的是:也预料了其他类型和构形的螺钉头部 54,它们的几个例子将在下面讨论。进一步地,骨螺钉实施方式也被预料:其不包括螺钉头部。骨螺钉 50,以及特别是螺钉头部 54,优选地包括允许可释放接合的特征,具有驱动工具或者器具(没有示出)诸如,例如,螺丝起子。在一个实施方式中,螺钉头部 54 可以限定出洞穴或者凹陷(没有示出),设计尺寸和形状,以便接受驱动工具的远端部分。洞穴或者凹陷优选是非圆形的,诸如,例如,六边形或者矩形形状,以便在在头部 54 和驱动工具之间提供无旋接合,从而有助于将骨螺钉 50 啮合进骨中。替代性地,螺钉头部 54 可以限定出外部表面特征,用于接合驱动工具的远端部分。

[0022] 螺纹杆部 52 具有总长 l ,并且限定出第一螺纹节段 60,从远端部分 50a 向近端部分 50b,沿着第一杆长度 l_1 延伸;以及第二螺纹节段 62,从第一螺纹节段 60 向近端部分 50b,沿着第二杆长度 l_2 连续延伸。如同将在下文更详细地进行讨论的那样,第一螺纹节段 60 包括第一螺纹 64,它是适合用于锚定在骨的骨松质区域;并且,第二螺纹节段 62 包括相对较细螺纹 66,它适合用于锚定在骨的皮质区域中。进一步来说,第二螺纹节段 62 可以限定出螺纹尾部 68,临近螺纹杆部 52 的近端部分 50b。

[0023] 在一个实施方式中,第一螺纹节段 60 的长度 l_1 向前延伸,为螺纹杆部 52 的总长 l 的至少大约一半,而第二螺纹节段 62 的长度 l_2 向前延伸,为总杆长度 l 的剩余部分。在另外一个实施方式中,第一螺纹节段 60 的长度 l_1 沿着螺纹杆部 52 的总长 l 延伸至少大约三分之二,以及第二螺纹节段 62 的长度 l_2 沿着总杆长度 l 的剩余部分延伸。在又一实施方式中,第一螺纹节段 60 的长度 l_1 沿着螺纹杆部 52 的总长 l 延伸至少四分之三,以及第二螺纹节段 62 的长度 l_2 沿着总杆长度 l 的剩余部分延伸。然而,应该理解的是:相对于螺纹杆部 52 的总长 l ,第一螺纹节段 60 的其他长度 l_1 也被考虑落入本发明的范围。

[0024] 正如将被体察到的那样,与第一和第二螺纹节段 60、62 有关的杆长度 l_1 、 l_2 之间的具体比例,应该被基于骨螺钉 50 所被接入的骨的特征而被优化选择。正如上文所讨论的那样,第一螺纹节段 60 包括螺纹特征,它们特别适合在骨的骨松质区域中固定,以及第二螺纹节段 62 包括螺纹特征,它们特别适合在骨的皮质区域中锚定。为了最大化骨螺钉 50 锚定有效性,第一和第二螺纹节段的长度 l_1 、 l_2 应该优选分别对应于骨的骨松质区域之内的期望锚定深度和骨的皮质区域的厚度。

[0025] 在本发明的图解实施方式中,第一螺纹 64 包括螺旋状螺纹图案形式的单一导程,其定义出第一螺纹节段 60;并且,第二螺纹 66 与第一螺纹 64 配合,以便提供双螺旋状螺纹

图案形式的双导程,其定义出第二螺纹节段 62。在所图示说明的实施方式中,第一和第二螺纹或者导程 64、66 是以螺旋形式被提供,它们基本上连续绕着长轴 L 以及沿着杆部分 52 延伸。因为第二螺纹 66 优选相对于第一螺纹 64 有是均匀的和有中心偏移,所以螺纹 64、66 表现出:沿着第二螺纹节段 62 的长度 l_2 ,以连续螺纹,盘旋在一起,但是实际上,它们包括独立的螺纹。如下文将要讨论的,沿着第二螺纹节段 62 提供独立螺旋,从而允许:如果如此期望,则与第一和第二螺纹节段 60 和 62 中的每一个有关的螺距可以是相等的。

[0026] 在一种特定实施方式中,第一螺纹 64 具有第一螺纹螺距 p_1 ,并且第二螺纹 66 是与第一螺纹 64 交织且具有第二螺纹螺距 p_2 ,其基本上相等于第一螺纹螺距 p_1 。正如将被体察到的那样,因为第一和第二螺纹 64、66 相互配合,提供了双导程螺纹,定义出第二螺纹节段 62;以及因为第一和第二螺纹 64、66 具有基本相等的螺纹螺距 p ,将第二螺纹节段 62 接合进骨将不需要相对于第一螺纹节段 60 而言的更多旋转。而且,在所图示说明的实施方式中,第二螺纹 66 相对于第一螺纹 64 偏离大约 180 度,以致第二螺纹 66 的螺圈基本上处在第一螺纹 64 的相邻螺圈的中心处。虽然关于骨螺钉 50,已经图示说明了一种特定的螺纹配置和安排,但是应该理解的是:螺纹的其他配置和安排也考虑可以与本发明应用相关联。

[0027] 正如将被体察到的那样,提供具有单一导程螺纹的第一螺纹 64,其具有相对较大的螺纹螺距,倾向于增加松质骨握持能力,而同时保持松质骨的强度和结构完整性。另外,提供具有双导程螺纹的第二螺纹 66,以便提供在相对较硬和较致密的皮质骨中的增强的固定力量和稳定性。而且,如上面所指出的,提供具有双导程螺纹的第二螺纹节段 62,其具有与第一螺纹节段 60 相同的螺纹螺距 p ,相比较于第一螺纹节段 60 接合进松质骨中而言,将不需要骨螺钉 50 的任何进一步旋转,以便接合进皮质骨中。

[0028] 在本发明的另外一个方面,第一和第二螺纹节段 60、62 定义出内部螺纹根直径 d_i ,它在远端部分 50a 和近端部分 50b 之间变化。在一个实施方式中,内部螺纹根直径 d_i 从靠近远端部分 50a 的第一根直径 d_1 增加到靠近螺纹杆部 52 的中部区段的较大的第二根直径,以及增加到靠近近端部分 50b 的甚至更大的第三根直径 d_3 。在另外一个实施方式中,内部螺纹根直径 d_i 在临近远端部分 50a 的根直径 d_1 和临近近端部分 50b 的根直径 d_3 之间均匀变化。在又一实施方式中,内部螺纹根直径 d_i 基本上沿着螺纹杆部 52 的整个长度 l ,在远端部分 50a 和近端部分 50b 之间增加。在一个特定实施方式中,内部螺纹根直径 d_i ,在临近远端部分 50a 的根直径 d_1 和临近近端部分 50b 的根直径 d_3 之间,增加了至少大约 15%。在另外一个特定实施方式中,内部螺纹根直径 d_i ,在根直径 d_1 和根直径 d_3 之间,增加了至少大约 25%。在进一步的特定实施方式中,内部螺纹根直径 d_i 在根直径 d_1 和根直径 d_3 之间,增加了至少大约 50%。

[0029] 正如将被体察到的那样,从远端部分 50a 向近端部分 50b 增加内部螺纹根直径 d_i ,导致第一和第二螺纹 64、66 (正如从螺纹根直径向外部螺纹直径进行测量的那样) 从远端部分 50a 向近端部分 50b 的深度上的减少或者降低。应该进一步体察到的是:相比较于与第二螺纹 66 有关的较小螺纹深度而言,使第一螺纹 64 具有相对较大的螺纹深度 (或者相对小的根直径 d_i) 提供了增加的松质骨握持能力以及期望的拔出特性。进一步,使第二螺纹 66 相对于第一螺纹 64 而言具有减少的螺纹深度 (或者相对较大的内部螺纹根直径 d_i),提供了增加的固定强度和稳定性,这对于在相对较硬和较致密的皮质骨中的固定而言具有特别优势,而且也倾向于减少对皮质骨内螺纹接合的抗性。在一种特定实施方式中,第一和第

二螺纹 64、66 的螺纹深度,从远端部分 50a 向近端部分 50b,减少至少大约 50%。正如将被体察到的那样,第一和第二螺纹 64、66 的螺纹深度,沿着第一螺纹节段 60 被最大化,并且特别是在临近远端部分 50a 处,以便提供增加的松质骨握持能力和期望的拔出特性。

[0030] 在本发明的另外一个方面,第一和第二螺纹节段 60、62,在远端部分 50a 和近端部分 50b 之间,定义出基本均匀的外部螺纹直径 d_o 。在一个特定实施方式中,外部螺纹直径 d_o 比靠近远端部分 50a 的内部螺纹根直径 d_i 大至少大约 15%。在一种特定实施方式中,外部螺纹直径 d_o 比靠近远端部分 50a 的内部螺纹根直径 d_i 大至少大约 25%。在再一的特定实施方式中,外部螺纹直径 d_o 比靠近远端部分 50a 的内部螺纹根直径 d_i 大至少大约 50%。正如将被体察到的那样,在外部螺纹直径 d_o 和内部螺纹根直径 d_i 之间的较大变化倾向于增加骨握持能力,这对于沿着第一螺纹节段 60 而言是特别适合的,它被接合在松质骨中。

[0031] 在本发明的又一个方面,临近远端部分 50a 的螺纹螺距 p 等于或者大于临近远端部分 50a 的内部螺纹根直径 d_i 。在一个实施方式中,螺纹螺距 p ,沿着几乎螺纹杆部 52 的第一螺纹节段 60 的整个长度 l_1 ,等于或者大于内部螺纹根直径 d_i 。在另外一个实施方式中,螺纹螺距 p ,沿着几乎螺纹杆部 52 的总长 l ,等于或者大于内部螺纹根直径 d_i 。

[0032] 如上面所指出的,骨螺钉 50 的头部 54 是优选适合连接移植物。正如在图 3 中所示图说明的,在一个实施方式中,螺钉头部 54 包括无螺纹柄部分或者杆状物 58,并且移植物包括伸长的脊柱棒 R,它通过连接器机构 70 连接到螺钉头 54 上。连接器机构 70 包括连接器体 72,其定义第一通道 74a,用于容纳螺钉头 54 的柄部分 58;以及第二通道 74b,用于容纳脊柱棒 R。接口元件 76 可以被放置在脊柱棒 R 和柄部分 58 之间,紧固件或者固定螺丝 78 被通过连接器体 72 中开口穿入,并且与脊柱棒 R 接触,其反过来将接口元件 76 与螺钉头 54 的柄部分 58 接合,以便固定脊柱棒 R 和骨螺钉 50 间的角度关系。关于连接器机构 70 和其他类型接合器机构的进一步细节被图示说明和描述于,例如,在授予 Simonson 的美国专利号 5,643,263 中,在授予 Barker 的美国专利号 5,947,967 中,以及在授予 Ashman 的美国专利号 6,471,703 中,没有专利文献的内容以其全部被并入此处作为参考。

[0033] 参考图 4,其中所示是根据本发明的另外一个形式的骨螺钉 80,其用于与脊柱棒 R 连接。具体而言,骨螺钉 80 包括螺纹杆部 52 和头部 84,头部 84 适合与脊柱棒 R 连接。螺纹杆部 52 与上面所描述的相同,并在图 2 和 3 中有图解说明。但是,骨螺钉头部 84 限定出 U-形槽 86,其被设计为能在其中接受脊柱棒 R 的尺寸,其中脊柱棒 R 被销定在槽 86 内,是通过接合在骨螺钉头部 84 中的紧固件或者固定螺丝 88 进行销定。

[0034] 参考图 5,其中所示是根据本发明的另外一个形式的骨螺钉 90,,它适合于连接移植物,例如脊椎板 P。在一个实施方式中,脊椎板 P 包括一个或者多个开口 92,用于接受一个或者多个骨螺钉 90,其中骨螺钉 90 包含有增大的头部 94。在所图示说明的实施方式中,开口 92 包括下面部分,大小为接受通过其中螺纹杆部 52 的尺寸;以及上面部分,大小为接受该增大的骨螺钉头部 94 的尺寸。正如将被体察到的那样,将骨螺钉 90 拧入骨,会将脊椎板 P 对着骨的外表面进行压迫,从而将脊椎板 P 锁定在增大的头部 94 和骨的外部表面之间。

[0035] 参考图 6,其中所示是根据本发明的又一个形式的骨螺钉 90',,其用于与脊椎板 P' 连接。具体而言,骨螺钉 90' 包括:螺纹杆部 52,增大的头部 94',以及从增大的头部 94' 延伸出来的有螺纹柄部分 96,其中脊椎板 P' 包括一个或者多个开口 92',用于接受通过其中的一个或者多个骨螺钉 90' 的有螺纹柄部分 96,并且脊椎板 P' 被通过拧入柄部分 96

中的锁紧螺母固定到骨螺钉 90', 从而将脊柱板 P 锁定在增大的头部 94' 和锁紧螺母 98 之间。正如将被体察到的那样, 图解说明于图 6 中的骨螺钉 90' 允许脊椎板 P' 与骨的外表面有间隔。

[0036] 已经描述了联系本发明的组件和特征, 根据本发明的一个形式, 现在将讨论用于将骨螺钉接合到骨上的方法。如同图 3-6 中所示, 在一个实施方式中, 骨包括椎体 V, 其具有内部松质骨区域 100 以及外部皮质骨区域 102。正如上文所讨论的那样, 相比于内部松质骨区域 100, 椎体 V 的外部皮质骨区域 102 是相对较硬的以及较致密的。骨螺钉的螺纹杆部 52 被打入以便与椎体 V 接合, 以含有单导程螺纹 64 的第一螺纹节段 60 接合在内部松质骨区域 100 内, 并且以含有双导程螺纹 66 的相对较细第二螺纹节段 62 接合在外部皮质骨区域 102 中。

[0037] 正如将被体察到的那样, 相对粗的单导程螺纹 64, 相比于较细的双导程螺纹 66, 提供了增加的骨握持能力和期望的拔出性能, 这对于在柔软的松质骨中的锚定而言是特别有优势的。如同将要被进一步体察到的那样, 相较于更粗的单导程螺纹 64 而言, 相对细的双导程螺纹 66 提供了增加的固定强度和稳定性, 其对于在相对较硬和较致密的皮质骨中的固定是特别有优势的。另外, 为了完全将骨螺钉接合在椎体 V 内, 由于单导程螺纹 64 和双导程螺纹 66 的每一种具有基本上相等的螺纹螺距 p_1 、 p_2 , 所以, 相对于将第一螺纹节段 60 拧入松质骨 100 而言, 将第二螺纹节段 62 拧入皮质骨 102 将不需要更多的旋转。正如将被体察到的那样, 脊椎移植物, 例如棒或者板, 可以被偶接到一个或者多个骨螺钉上, 它们反过来可以锚定到相应的椎体 V, 用于治疗脊柱。

[0038] 应该理解到的是: 本发明的骨螺钉可以被锚定在任意数目的椎体 V 中, 包括单个椎体, 或者两个或多个椎体。在本发明的一个实施方式中, 骨螺钉是被锚定在椎体的椎根弓区域。然而, 应该理解到的是: 骨螺钉可以被锚定在椎体的其他部分或者区域。也应该理解到的是: 本发明的骨螺钉可以被锚定到椎体 V 的后面、前面、侧面、后外侧或者前外侧面上。进一步, 应该理解到的是: 本发明的骨螺钉可以被附加到脊柱的任何区域, 包括脊柱的颈部、胸部、或者腰部区域。同样, 也应该理解到的是: 本发明的骨螺钉可以被附加到除了椎体而外的骨结构上, 诸如, 例如, 与胳膊或者腿相关的骨头。

[0039] 虽然本发明已经在附图和前面的描述中被图示说明以及进行了描述, 但是这些应该被认为是说明性的, 并且在性质上不是限制性的, 应该理解到在: 只是优选实施方式被示出并被描述, 以及在本发明的精神之中的所有变化和修改是期望得到保护的。

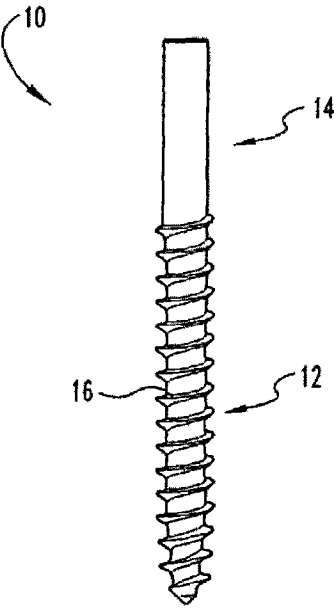


图 1

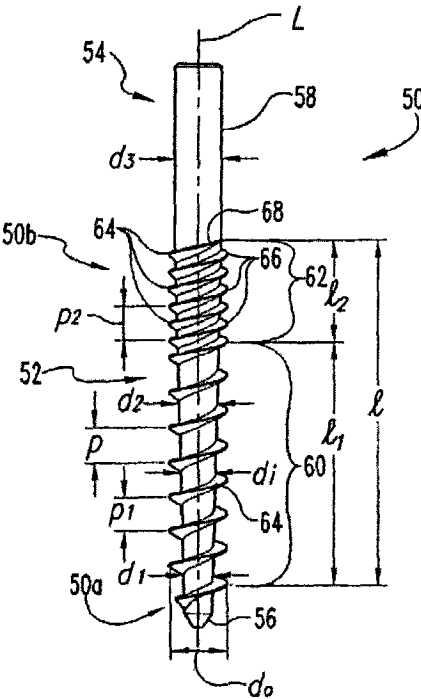


图 2

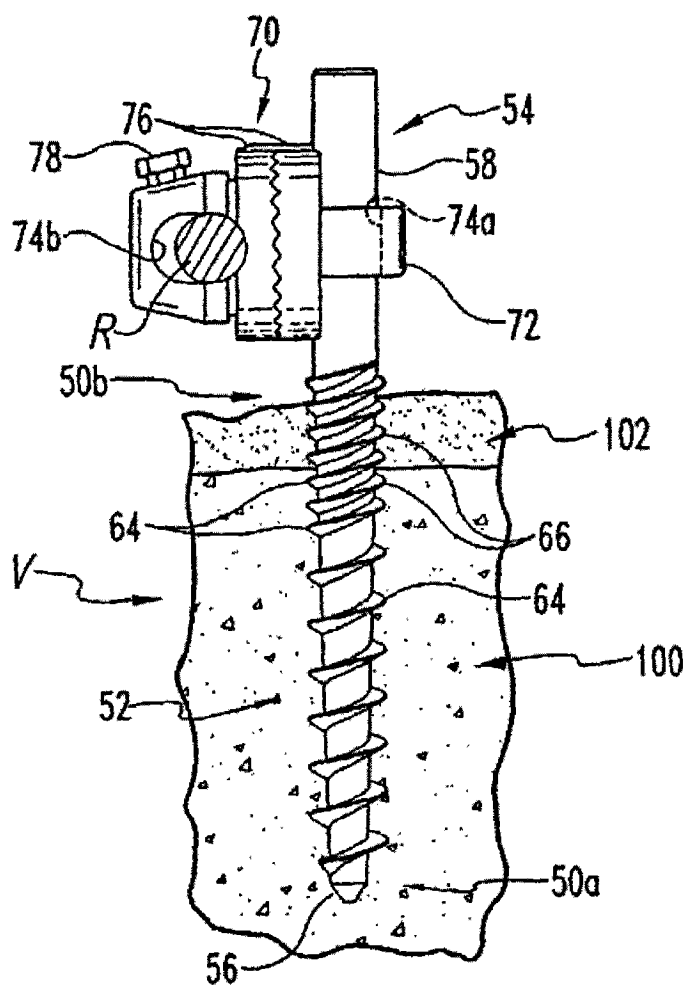


图 3

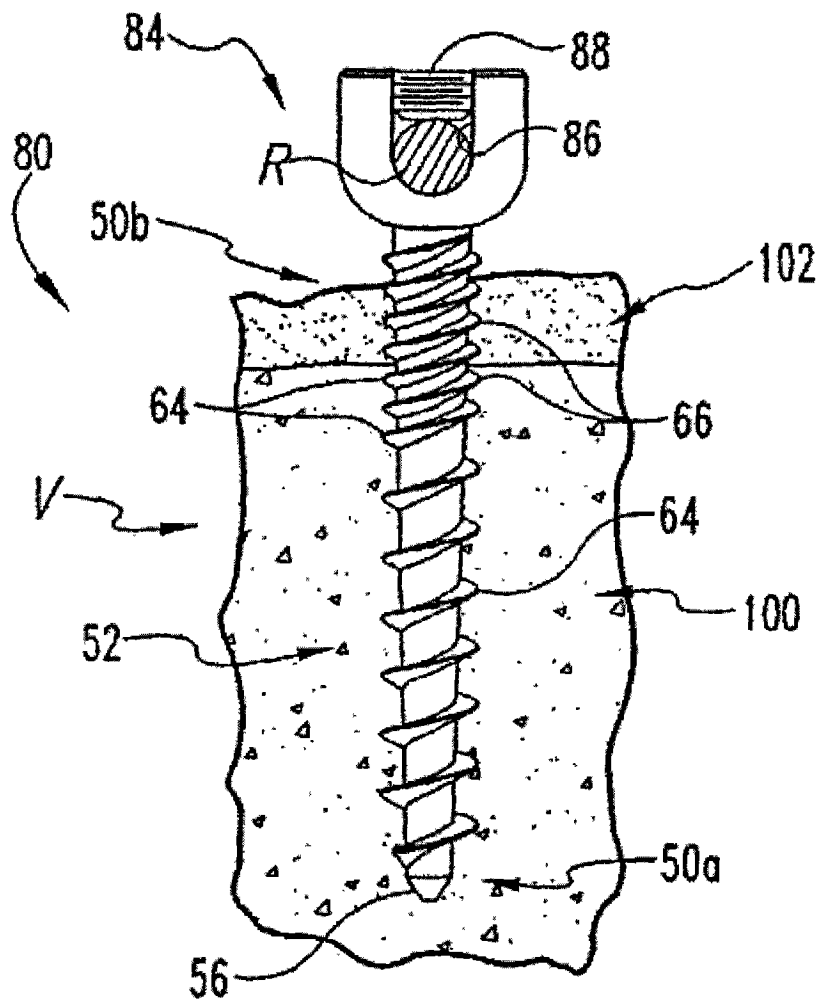


图 4

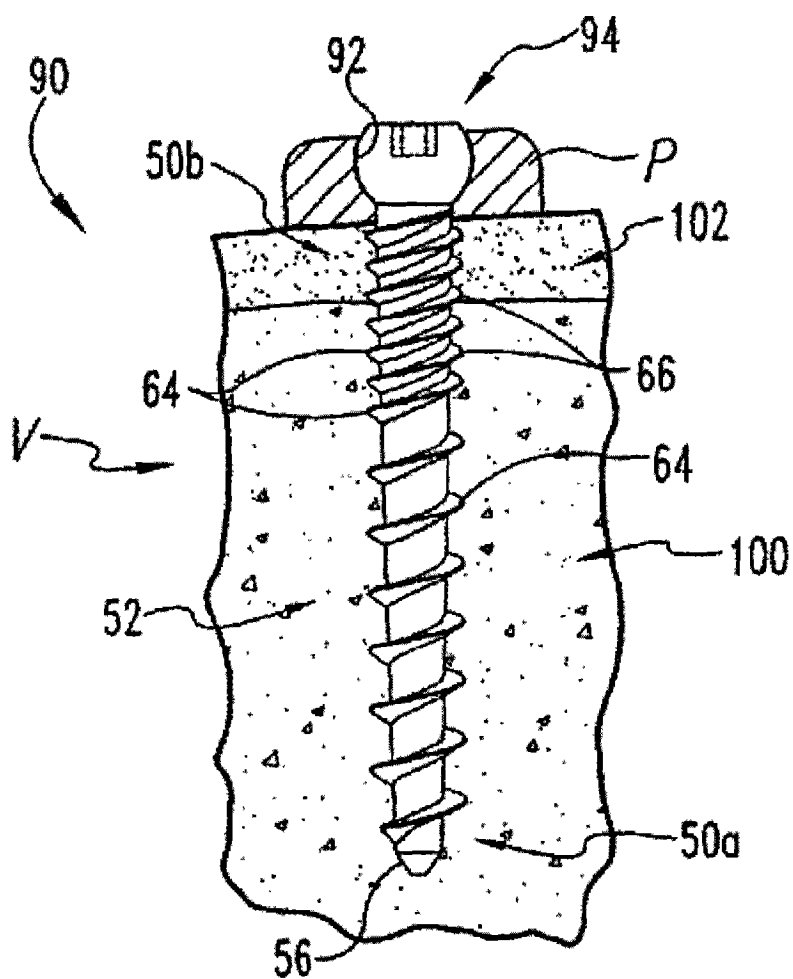


图 5

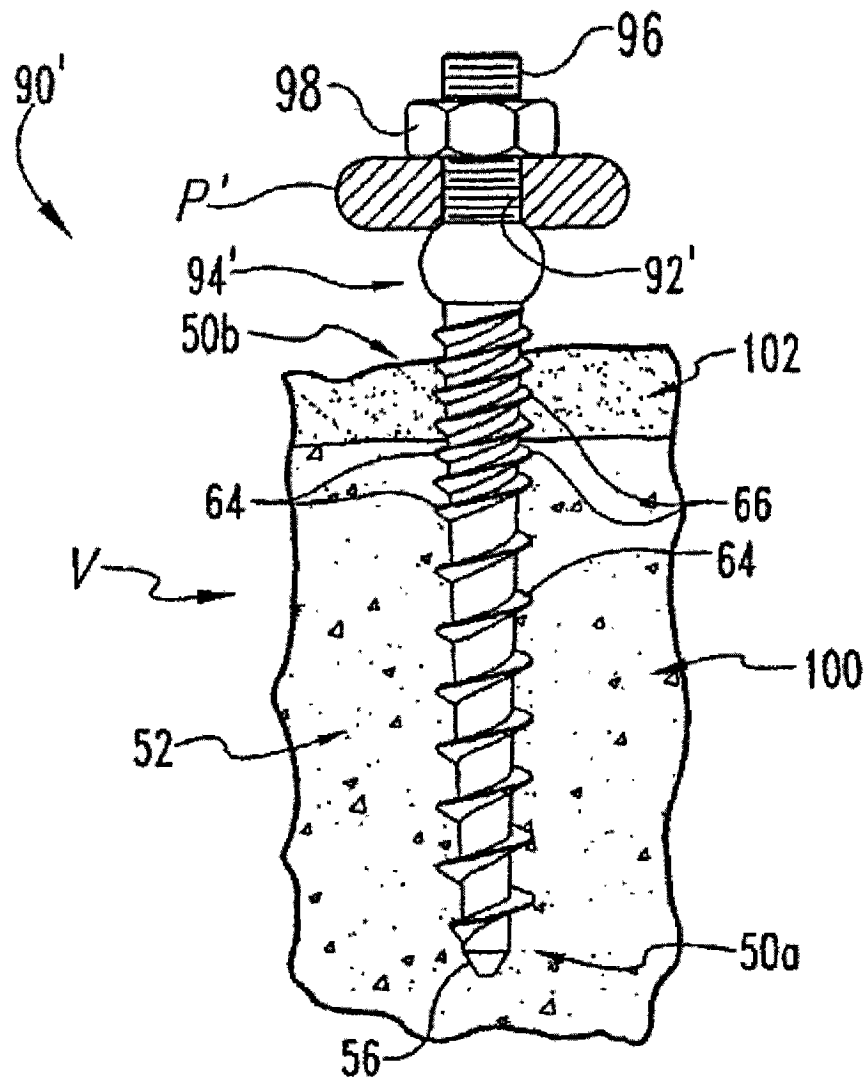


图 6