



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 119584929 A

(43) 申请公布日 2025. 03. 07

(21) 申请号 202380054286.9

村山雄一 土田健司 古田泰浩

(22) 申请日 2023.07.14

(74) 专利代理机构 北京合创致信专利代理有限公司 16127

(30) 优先权数据

专利代理师 刘素霞

JP2022-121944 2022.07.29 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

(51) Int. Cl.

2025.01.16

A61B 17/86 (2006.01)

(86) PCT国际申请的申请数据

F16B 23/00 (2006.01)

PCT/JP2023/025979 2023.07.14

F16B 35/00 (2006.01)

(87) PCT国际申请的公布数据

A61B 17/70 (2006.01)

W02024/024533 JA 2024.02.01

(71) 申请人 株式会社脊柱技术

地址 日本东京都港区西新桥3丁目25番8号
慈惠大学 F 栋

申请人 株式会社高井

(72) 发明人 森田康平 大桥洋辉 谷谕

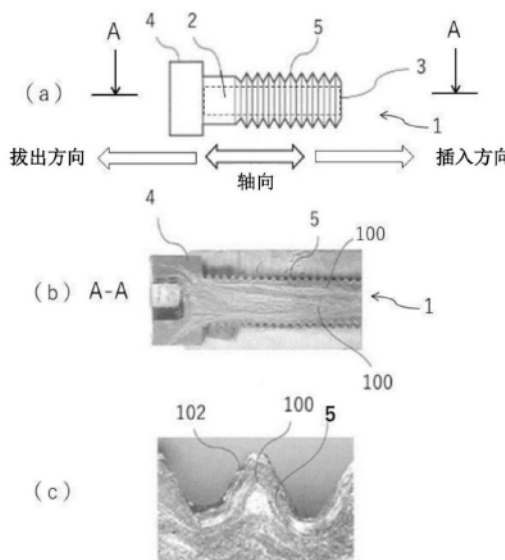
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

骨螺钉

(57) 摘要

提供一种具有充分的强度的骨螺钉,骨螺钉(1)包含增强纤维(100),并且具备:轴部(2);位于所述轴部的插入方向的端部的前端部(3);位于所述轴部的拔出方向的端部的头部(4);以及沿所述轴部的轴向而螺旋状地位于所述轴部的外周部的螺纹(5),所述增强纤维构成为:配置于在所述轴部中沿所述轴部的轴向延伸的位置。



1. 一种骨螺钉,其特征在于,所述骨螺钉包含增强纤维,并且具备:
轴部;
前端部,所述前端部位于所述轴部的插入方向的端部;
头部,所述头部位于所述轴部的拔出方向的端部;以及
螺纹,所述螺纹沿所述轴部的轴向而螺旋状地位于所述轴部的外周部,
所述增强纤维配置于在所述轴部中沿所述轴部的轴向延伸的位置。
2. 根据权利要求1所述的骨螺钉,其特征在于,在所述头部与所述轴部之间存在抗压强度、拉伸强度、剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个高于所述轴部的部分。
3. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,
所述头部在所述插入方向上具备头凸部,
所述头凸部与所述轴部的轴凹部嵌合。
4. 根据权利要求3所述的骨螺钉,其特征在于,所述头凸部和所述轴凹部中的至少一个具备:与所述轴向正交的截面为多边形的多边形部或位于与所述螺纹相反的螺旋方向的螺纹、以及切除部中的至少一个。
5. 根据权利要求3所述的骨螺钉,其特征在于,所述头凸部包含金属、陶瓷、金属陶瓷、以及与所述增强纤维不同组成的增强纤维中的至少一个。
6. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,
所述轴部在所述拔出方向上具备轴凸部,
所述轴凸部与所述头部的头凹部嵌合。
7. 根据权利要求6所述的骨螺钉,其特征在于,所述轴凸部和所述头凹部中的至少一个具备:与所述轴向正交的截面为多边形的多边形部、位于与所述螺纹相反的螺旋方向的螺纹、以及切除部中的至少一个。
8. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述骨螺钉具备芯部,所述芯部包含金属、陶瓷、金属陶瓷、以及与所述增强纤维不同组成的增强纤维中的至少一个,
所述芯部与所述头部的头凹部和所述轴部的轴凹部嵌合。
9. 根据权利要求8所述的骨螺钉,其特征在于,所述芯部包含所述增强纤维,所述增强纤维配置于沿所述轴向延伸的位置以及螺旋状地卷绕在所述轴向的周围的位置中的至少一个位置。
10. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,
所述骨螺钉具备孔部,所述孔部在所述轴向能够贯通所述骨螺钉的内部,
所述孔部由包含金属、陶瓷、金属陶瓷、以及与所述增强纤维不同组成的增强纤维中的至少一个的材料所包围。
11. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述前端部包含在医用图像中以比所述增强纤维更高的亮度拍摄出的材料。
12. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述增强纤维在所述轴部和所述螺纹中的至少一个中,以配置于螺旋状地卷绕在所述轴向的周围的位置的方式延伸。
13. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述增强纤维在所述螺纹中配置于沿与所述螺纹的螺旋方向相同的方向延伸的位置。
14. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述增强纤维在所述螺纹中弯曲。

15. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述增强纤维为碳纤维、芳族聚酰胺纤维、玻璃纤维中的至少一个。

16. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述轴部、所述前端部、所述头部、以及所述螺纹中的至少一个包含:在包含所述增强纤维的组合物中混合有超过0重量%且30重量%以下的金属的混合物。

17. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述螺纹的角度为60度以上且80度以下。

18. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述螺纹的角度越朝向所述插入方向则越大,增大的范围在60度至80度之间。

19. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述螺纹的所述插入方向的一侧的侧面角大于所述螺纹的所述拔出方向的一侧的侧面角。

20. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述螺纹的高度越朝向所述插入方向则越大。

21. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述螺纹的顶部的所述轴向的长度越朝向所述插入方向则越小。

22. 根据权利要求1或2所述的骨螺钉,其特征在于,所述螺纹的间距越朝向所述插入方向则越长。

骨螺钉

技术领域

[0001] 本发明涉及能够固定在动物的骨骼上的骨螺钉。

背景技术

[0002] 为了在脑神经外科等领域的手术中固定动物(特别是人)的骨骼,开发了包含刺入骨骼的前端部的骨螺钉(参照专利文献1)。

[0003] 以往,为了保持固定骨骼的强度,提出了大致整体为金属制(不锈钢等)或PEEK(注册商标)的骨螺钉的方案。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1:日本专利第5443398号公报

[0007] 然而,大致整体为金属制(不锈钢等)的骨螺钉在拍摄医用图像时成为伪影的原因,并成为一边确认医用图像一边进行手术等时的障碍。另外,PEEK(注册商标)有时有强度不充分的情况。

发明内容

[0008] 本发明的骨螺钉包含增强纤维,并且具备:轴部;前端部,所述前端部位于所述轴部的插入方向的端部;头部,所述头部位于所述轴部的拔出方向的端部;以及螺纹,所述螺纹沿所述轴部的轴向而螺旋状地位于所述轴部的周部,所述增强纤维配置于在所述轴部中沿所述轴部的轴向延伸的位置。

[0009] 有益效果:根据本发明,能够提供一种具有充分的强度的骨螺钉。

附图说明

[0010] 图1为本实施方式的骨螺钉的侧视图和截面图。

[0011] 图2是本实施方式的骨螺钉的轴部和螺纹的截面图。

[0012] 图3是表示本实施方式的螺纹的角度越朝向插入方向则越大,增大的范围在60度至80度之间的图。

[0013] 图4中的(a)是表示本实施方式的骨螺钉的头部的图。图4中的(b)是本实施方式的骨螺钉的B-B的截面图。

[0014] 图5是本实施方式的骨螺钉的立体图。

[0015] 图6是本实施方式的骨螺钉的透视图。

[0016] 图7是本实施方式的骨螺钉的C-C的截面图。

[0017] 图8是表示本实施方式的骨螺钉的螺纹的类型的例子的图。

[0018] 图9是表示本实施方式的骨螺钉的螺纹的类型的其他例子的图。

[0019] 图10是表示收纳在壳体中的本实施方式的骨螺钉在壳体内通过螺母固定而通过杆进行连接的图。

[0020] 图11是在将骨螺钉1旋入动物的骨骼的状态下拍摄的CT图像(医用图像)。

[0021] 图12是对根据钮的含有率拍摄的医用图像中的骨螺钉的伪影进行评价而得到表。

[0022] 图中:1、骨螺钉;2、轴部;3、前端部;4、头部;5、螺纹;6、壳体;7、杆;20、孔部;21、轴凹部;22、切除部;40、凹陷;41、头凸部;41-1、多边形部;100、增强纤维。

具体实施方式

[0023] 利用附图来对本实施方式的骨螺钉进行说明。图1为本实施方式的骨螺钉的侧视图和截面图。图2是本实施方式的骨螺钉的轴部和螺纹的截面图。

[0024] 如图1中的(a)所示,本实施方式的骨螺钉1包含增强纤维,并且具备:轴部2;前端部3,所述前端部3位于轴部2的插入方向的端部;头部4,所述头部4位于轴部2的拔出方向的端部;以及螺纹5,所述螺纹5沿轴部2的轴向而螺旋状地位于轴部2的外周部。

[0025] 图1中的(b)是图1中的(a)的A-A的截面图。如图1中的(b)所示,增强纤维100配置于在轴部2中沿轴部2的轴向延伸的位置。图1中的(c)是将图1中的(b)的螺纹5的截面放大而得到图。如图1中的(c)所示,增强纤维100在螺纹5中弯曲。

[0026] 另外,虽然未图示,但增强纤维100在螺纹5中配置于沿与螺纹5的螺旋方向相同的方向延伸的位置。增强纤维100配置于沿着螺纹5的螺旋方向延伸的位置。

[0027] 另外,虽然未图示,但增强纤维100在轴部2和螺纹5中的至少一个中螺旋状地卷绕在轴向的周围。

[0028] 在使用增强纤维100来对骨螺钉进行注塑成型的情况下,将增强纤维100(例如,1mm的碳纤维)和树脂(例如,乙烯基酯)混合而成的混合组合物从骨螺钉1的头部侧向骨螺钉1的插入方向注塑到骨螺钉1的模具中。在此情况下,在组成混合组合物时,以增强纤维100沿规定的方向配置的方式,将增强纤维100混合到树脂中。例如,以增强纤维100沿骨螺钉1的轴向配置的方式,将增强纤维100混合到树脂中。或者,以增强纤维100配置于沿相对于骨螺钉1的轴向而以规定的角度延伸的位置的方式,将增强纤维100混合到树脂中。或者,以增强纤维100配置于骨螺钉1的螺纹5的螺旋方向的方式混合到树脂中。树脂包含热固性树脂和热塑性树脂中的至少一个。例如,树脂选自环氧系、酚系、以及不饱和聚酯系等树脂即可。

[0029] 如上所述,通过将在规定的位置混合有增强纤维100的混合组合物注塑到骨螺钉1的模具中,增强纤维100配置于在轴部2中沿轴部2的轴向延伸的位置,或者增强纤维100在螺纹5中弯曲,或者配置于沿与螺纹5的螺旋方向相同方向延伸的位置,或者在轴部2和螺纹5中的至少一个中配置于螺旋状地卷绕在轴向的周围的位置。

[0030] 在成型了的骨螺钉1中,增强纤维100适当地配置在规定的方向上,由此能够强化骨螺钉1的抗压强度、拉伸强度、剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个。

[0031] 优选地,增强纤维100为碳纤维、芳族聚酰胺纤维、玻璃纤维中的至少一个,但不限于此。

[0032] 图2是将增强纤维100与树脂的混合组合物注塑成型于骨螺钉1的模具而得到的骨螺钉1的截面图。螺纹5的角度为60度以上且80度以下。

[0033] 发明人进行了深入的研究的结果为,将增强纤维100与树脂的混合组合物注塑到骨螺钉1的模具中,发现了用于适当地成型骨螺钉1的螺纹5的螺纹5的角度。在模具中的螺

纹部的角度过小的情况下,混合组合物无法被充分地注塑到螺纹部,螺纹5无法适当地成型。另一方面,在模具中的螺纹部的角度过大的情况下,骨螺钉1对骨骼的固定强度变得不充分,容易从骨骼脱离。

[0034] 在图2中的(a)、(b)中,螺纹5的角度分别为120度和100度。如图2中的(a)、(b)所示,混合组合物被充分地注塑到螺纹部,但螺纹部的角度过大,容易从骨骼脱离。

[0035] 图2中的(c)、(d)的螺纹5的角度分别为80度和60度。如图2中的(c)、(d)所示,混合组合物被充分地注塑到螺纹部,螺纹部的角度不会过大,不容易从骨骼脱离。因此,螺纹5的角度适合为60度以上且80度以下。优选地,螺纹5的角度为60度以上且75度以下。更优选地,螺纹5的角度为65度以上且70度以下。

[0036] 图3是表示螺纹5的角度越朝向骨螺钉1的插入方向则越大,增大的范围在60度至80度之间的图。如图3所示,螺纹5的角度 $\theta_1 \sim \theta_3$ 越朝向骨螺钉1的插入方向则越大($\theta_1 < \theta_2 < \theta_3$),增大的范围在60度至80度之间。优选地,螺纹5的角度越朝向骨螺钉1的插入方向,增大的范围在60度以上且75度以下的范围内。更优选地,螺纹5的角度越朝向骨螺钉1的插入方向则越大,增大的范围在65度以上且75度以下的范围内。此外,螺纹5的角度越朝向骨螺钉1的插入方向,也可以是在上述范围内逐渐变大,也可以是断续地变大,螺纹5的一部分越朝向骨螺钉1的插入方向,也可以是在上述范围内逐渐变大。另外,螺纹5的高度 $h_1 \sim h_3$ 也可以越朝向骨螺钉1的插入方向越低。螺纹5的高度 $h_1 \sim h_3$ 也可以根据螺纹5的角度而发生变化。

[0037] 图4中的(a)是表示骨螺钉1的头部4的图。图4中的(b)是骨螺钉1的B-B的截面图。如图4中的(b)所示,头部4在插入方向上具备头凸部41,头凸部41与轴部2的轴凹部21嵌合。另外,头部4与轴部2的接合部(头凸部41)的抗压强度、拉伸强度、剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个高于轴部2。例如,头凸部41包含金属(例如,钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超硬合金)、陶瓷(例如,氧化锆)、金属陶瓷、以及与增强纤维100不同组成的增强纤维中的至少一个。此处,对于与增强纤维100不同组成的增强纤维而言,只要增强纤维100的混合比率、长度、形状、以及配置中的至少一个不同即可,也可以使用与增强纤维100相同种类的增强纤维。另外,与增强纤维100不同组成的增强纤维只要混合有其他增强纤维即可,也可以使用与增强纤维100相同种类的增强纤维。

[0038] 此外,即使不依赖于头凸部41和轴凹部21,头部4与轴部2的接合部的抗压强度、拉伸强度、剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个越高于轴部2越好。

[0039] 例如,虽然未图示,但也可以是,轴部2在拔出方向上具备轴凸部,轴凸部与头部4的头凹部嵌合。也就是说,在图4中,在头部4上具有凸部,在轴部2上具有凹部,相反地,也可以是,在轴部2上具有凸部,在头部4上具有凹部。另外,虽然未图示,具备芯部,芯部包含金属(例如,钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超硬合金)、陶瓷(例如,氧化锆)、金属陶瓷、以及与增强纤维100不同组成的增强纤维中的至少一个,芯部与头部4的头凹部和轴部2的轴凹部21嵌合。也就是说,在头部4和轴部2上具有凹部,该凹部通过芯部连接。另外,除此之外,在头部4与轴部2的接合部具备抗压强度、拉伸强度、剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个高于轴部2的部分即可。在这种情况下,如图4所示,接合部可以存在基于不同材料的头部4与轴部2的界面,也可以是相同的部件(例如相同的增强纤维),不存在明确的界面。例如,由于相同材料(例如,相同增强纤维)的混合比率、长度、形状、以及配置中的至少一个连续地不同,因此不存在明确的界面,但在头部4与轴部2之间具备抗压强度、拉伸强度、

剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个高于轴部2的部分即可。

[0040] 由此,在施加了载荷的头部4与轴部2之间的部分中,能够加强抗压强度、拉伸强度、剪切强度、抗扭强度、以及硬度之中的至少一个,从而能够防止骨螺钉1的断裂或变形。

[0041] 图5是骨螺钉1的立体图。图6是图5的骨螺钉1的透视图。图7是图5的骨螺钉1的C-C的截面图。

[0042] 如图5~图7所示,头部4在插入方向上具备头凸部41,头凸部41与轴部2的轴凹部21嵌合。

[0043] 另外,如图6所示,头凸部41具备与轴向正交的截面为多边形的多边形部41-1。多边形部41-1的与轴向正交的截面为大致四边形,并被实施倒角。优选地,多边形部41-1为大致三角形甚至是大致六边形。因为头凸部41的与轴向正交的截面为多边形,所以在骨螺钉1的旋转方向上产生有转矩的情况下,能够防止头凸部41从轴凹部21沿旋转方向滑动或脱离。

[0044] 如图7所示,头凸部41具备切除部22。切除部22可以包括骨螺钉1的旋转方向的旋转面,也可以是凸缘形状。由于头凸部41具备切除部22,因此能够防止头凸部41从轴凹部21沿轴向滑动或脱离。另外,虽然未图示,但头凸部41也可以具备位于与螺纹5相反的螺旋方向的螺纹。

[0045] 同样地,轴凹部21也可以具备:与轴向正交的截面为多边形的多边形部或位于与螺纹5相反的螺旋方向的螺纹、以及切除部中的至少一个。

[0046] 另外,如上所述,在轴部2的凸部与头部4的凹部嵌合的情况下、或在芯部与头部4的头凹部和轴部2的轴凹部嵌合的情况下,轴部2的凸部、头部4的凹部、以及芯部也可以具备:与轴向正交的截面为多边形的多边形部或位于与螺纹5相反的螺旋方向的螺纹、以及切除部中的至少一个。

[0047] 此外,也可以是,芯部包含增强纤维,所述增强纤维配置于沿轴向延伸的位置以及螺旋状地卷绕在轴向的周围的位置中的至少一个位置。

[0048] 如图6和图7所示,骨螺钉1具备孔部20,孔部20在轴向能够贯通骨螺钉1的内部。在图6和图7中,孔部20从头部4的凹陷40到前端部3为止贯穿骨螺钉1的内部。

[0049] 孔部20由包含金属(例如,钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超硬合金)、陶瓷(例如,氧化锆)、金属陶瓷、以及与增强纤维100不同组成的增强纤维中的至少一个的材料所包围。此处,对于与增强纤维100不同组成的增强纤维而言,只要增强纤维100的混合比率、长度、形状、以及配置中的至少一个不同即可,也可以使用与增强纤维100相同种类的增强纤维。另外,与增强纤维100不同组成的增强纤维只要混合有其他增强纤维即可,也可以使用与增强纤维100相同种类的增强纤维。

[0050] 包含金属(例如,钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超硬合金)、陶瓷(例如,氧化锆)、金属陶瓷、以及与增强纤维100不同组成的增强纤维中的至少一个的材料所包围的孔部20在CT图像等医用图像中以比孔部20的周边部更高的亮度拍摄出的情况下,孔部20作为用于掌握医用图像中的骨螺钉1的位置、方向的引导件发挥作用。

[0051] 此外,孔部20的至少一部分由包含金属(例如,钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超硬合金)、陶瓷(例如,氧化锆)、金属陶瓷、以及与增强纤维100不同组成的增强纤维中的至少一个的材料所包围即可。

[0052] 图8是表示骨螺钉1的螺纹5的类型的例子图。在图8中的(a)的骨螺钉1中,螺纹5的插入方向的一侧的侧面角大于螺纹5的拔出方向的一侧的侧面角。在图8中的(b)的骨螺钉1中,轴部2越朝向插入方向则越细,螺纹5的谷直径越朝向插入方向则越细且越小。另一方面,在图8中的(b)的骨螺钉1中,螺纹5的外径大致恒定。在图8中的(b)的骨螺钉1中,螺纹5的高度越朝向插入方向则越大。另外,在图8中的(b)的骨螺钉1中,螺纹5的顶部的轴向的长度越朝向插入方向则越小。

[0053] 通过这样的螺纹5的形状,能够可靠地将骨螺钉1固定在骨骼上,从而能够容易地从骨骼拔出。

[0054] 图9是表示骨螺钉1的螺纹5的类型的其他例子图。图9是骨螺钉1的螺纹5的截面图。在图9中的(a)的骨螺钉1中,螺纹5的插入方向的一侧的侧面角 α 大于螺纹5的拔出方向的一侧的侧面角 β 。在图9中的(b)的骨螺钉1中,螺纹5(螺纹5-1、5-2、5-3)的高度 H_1 、 H_2 、 H_3 越朝向插入方向则越大。另外,在图9中的(b)的骨螺钉1中,螺纹5(螺纹5-1、5-2、5-3)的顶部的轴向的长度 L_1 、 L_2 、 L_3 越朝向插入方向则越小。此外,螺纹5的谷直径和螺纹5的角度 γ 大致恒定。在图9中的(c)的骨螺钉1中,轴部2越朝向插入方向则越细,螺纹5(螺纹5-4、5-5、5-6)的谷直径越朝向插入方向则越细且越小。另一方面,螺纹5的外径以及螺纹5的角度 γ 大致恒定。螺纹5(螺纹5-4、5-5、5-6)的高度 H_4 、 H_5 、 H_6 越朝向插入方向则越大。另外,在图9中的(c)的骨螺钉1中,螺纹5(螺纹5-4、5-5、5-6)的顶部的轴向的长度 L_4 、 L_5 、 L_6 越朝向插入方向则越小。

[0055] 通过这样的螺纹5的形状,能够可靠地将骨螺钉1固定在骨骼上,从而能够容易地从骨骼拔出。

[0056] 图10是表示收纳在壳体6中的骨螺钉1在壳体6内通过螺母(未图示)固定而通过杆7进行连接的图。

[0057] 如图10中的(a)所示,骨螺钉1的螺纹5-7具有与图8中的(b)的螺纹5相同的形状。如图10中的(b)所示,骨螺钉1的螺纹5的间距越朝向插入方向则越长。

[0058] 通过这样的螺纹5的形状,能够可靠地将骨螺钉1固定在骨骼上,从而能够容易地从骨骼拔出。

[0059] 图11是在将骨螺钉11旋入动物(猪)的骨骼的状态下拍摄的CT图像(医用图像)。在图11中,骨螺钉1包含:在包含增强纤维的组合物中混合有0重量%以上且30重量%以下(0重量%、10重量%、15重量%、20重量%、25重量%、30重量%)的钽的混合物。

[0060] 图12是对根据图11的钽的含有率拍摄的CT图像(医用图像)中的骨螺钉1的伪影进行评价而得到表。

[0061] 如图11和12所示,混合物中的钽的含量越高,CT图像(医用图像)中的骨螺钉1的伪影越强。在混合物中的钽的含量为25重量%和30重量%的情况下,伪影的评价为A⁻,是可接受的。可以预测到其他金属(钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超合金等)也会得到同样的结果。因此,骨螺钉1(轴部2、前端部3、头部4、以及螺纹5中的至少一个)包含:在包含增强纤维100的组合物中混合有超过0重量%且30重量%以下(优选为10重量%以上且20重量%以下,更优选为10重量%以上且15重量%以下)的金属(钽、钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超合金等)的混合物。

[0062] 在伪影减少的同时,在多边形部1(轴部2、前端部3、头部4、以及螺纹5中的至少一

个)在医用图像中以比周边部更高的亮度拍摄出的情况下,多边形部1(轴部2、前端部3、头部4、以及螺纹5中的至少一个)作为用于掌握医用图像中的骨螺钉1的位置、方向的引导件发挥作用。

[0063] 另外,也可以是,前端部3包含在医用图像中以比增强纤维100更高的亮度拍摄出的材料。例如,前端部3包含金属(例如,钛、不锈钢、铁、镍、钴、以及超硬合金)、陶瓷(例如,氧化锆)、金属陶瓷、以及与增强纤维100不同组成的增强纤维中的至少一个。在这样的前端部3在CT图像等的医用图像中以比前端部3的周边部更高的亮度拍摄出的情况下,前端部3作为用于掌握医用图像中的骨螺钉1的位置、方向的引导件发挥作用。

[0064] 以上,对本发明所涉及的实施方式进行了说明,但本发明不限于此,可以在权利要求所述的范围内进行变更/变形。

[0065] 产业上的可利用性

[0066] 本发明作为具有充分强度的骨螺钉是有用的。

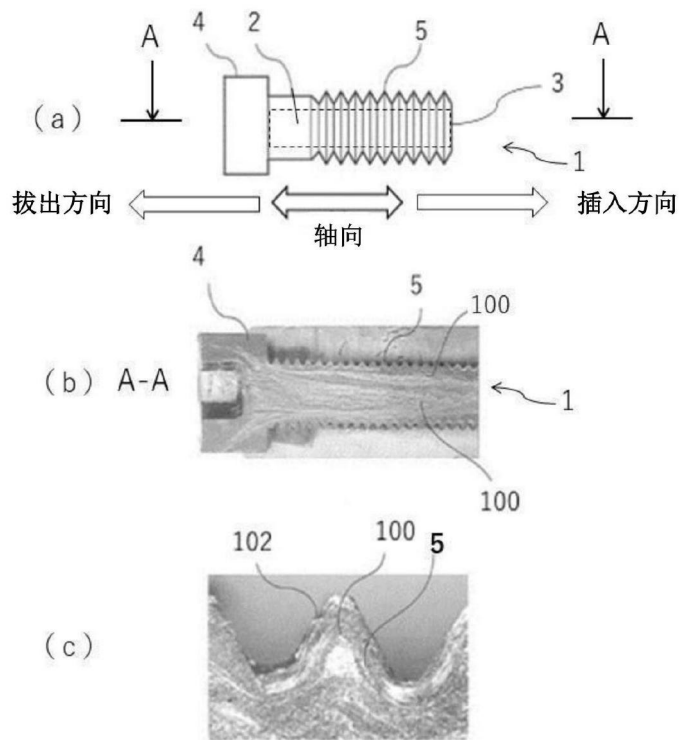


图1

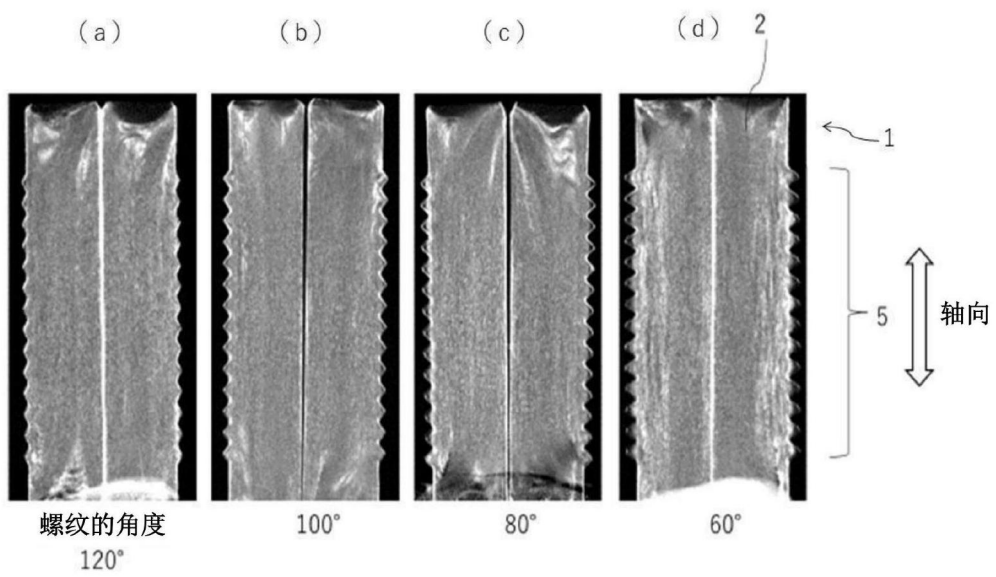


图2

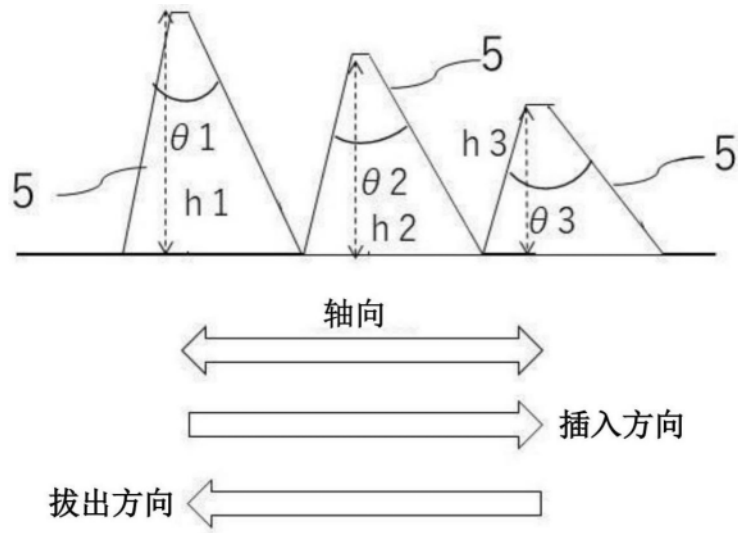


图3

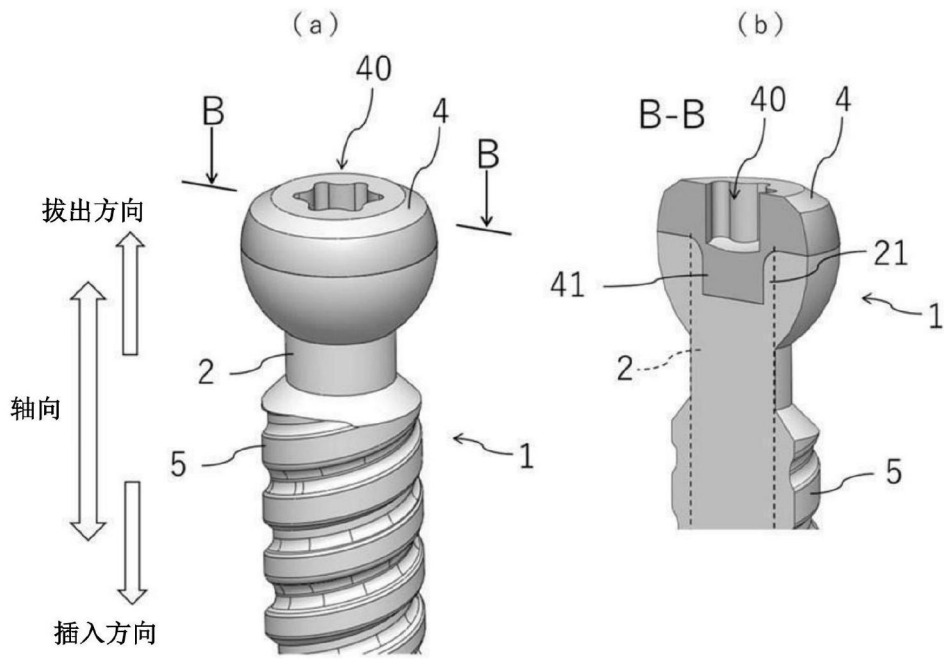


图4

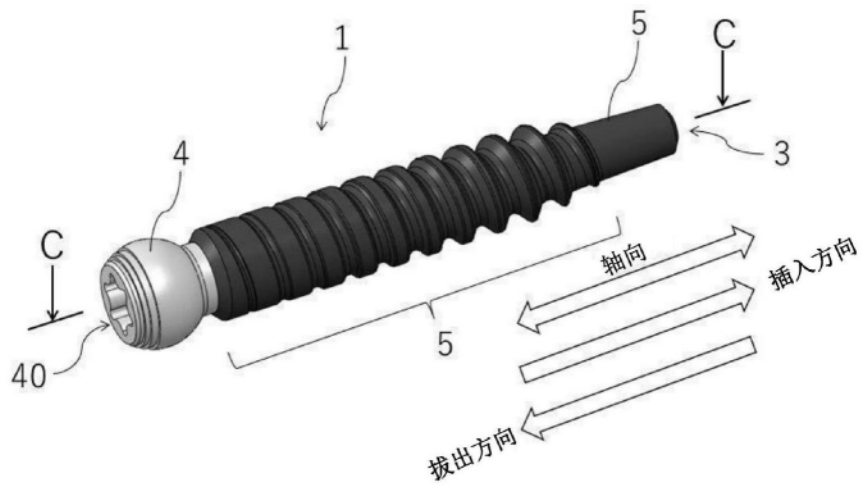


图5

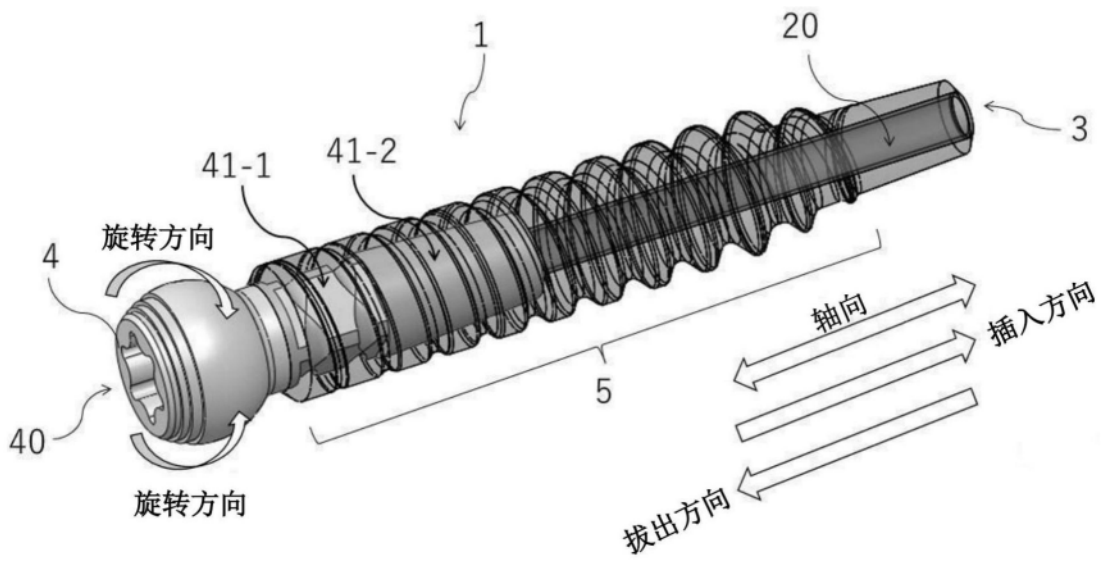


图6

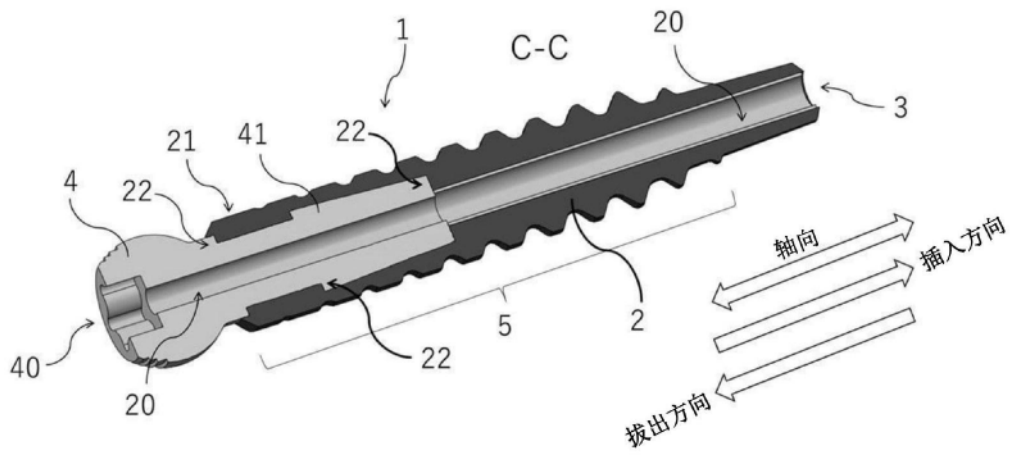


图7

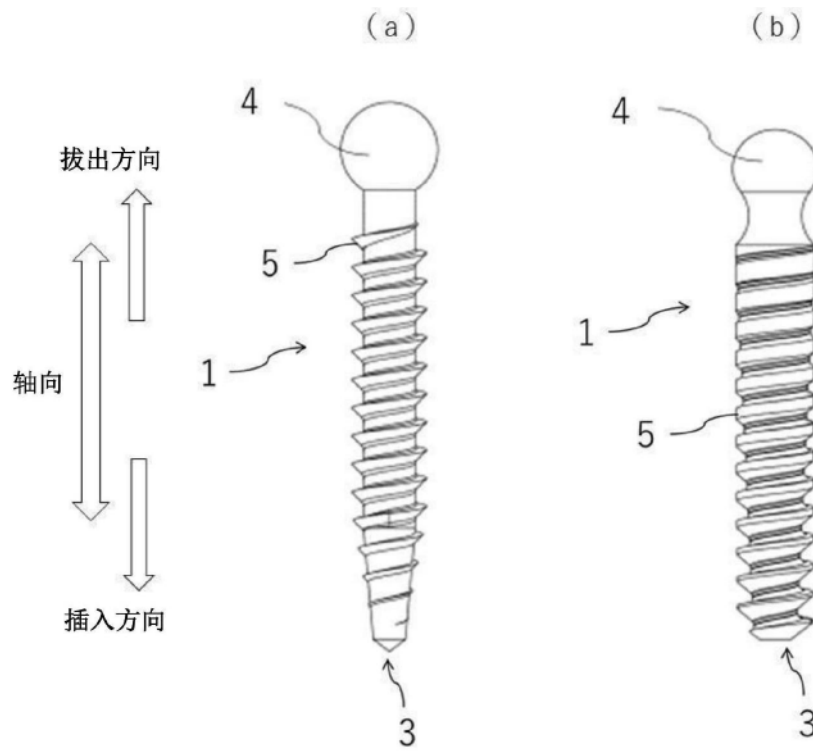


图8

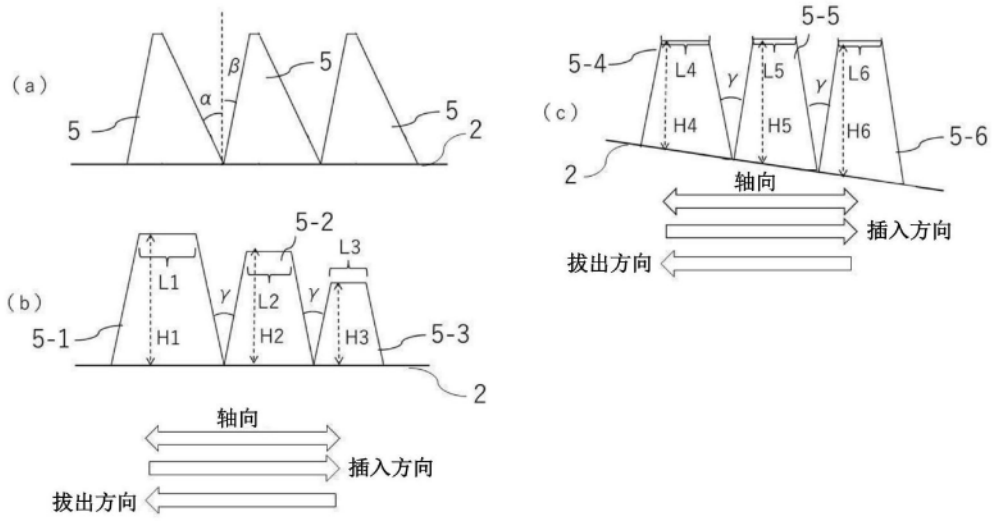


图9

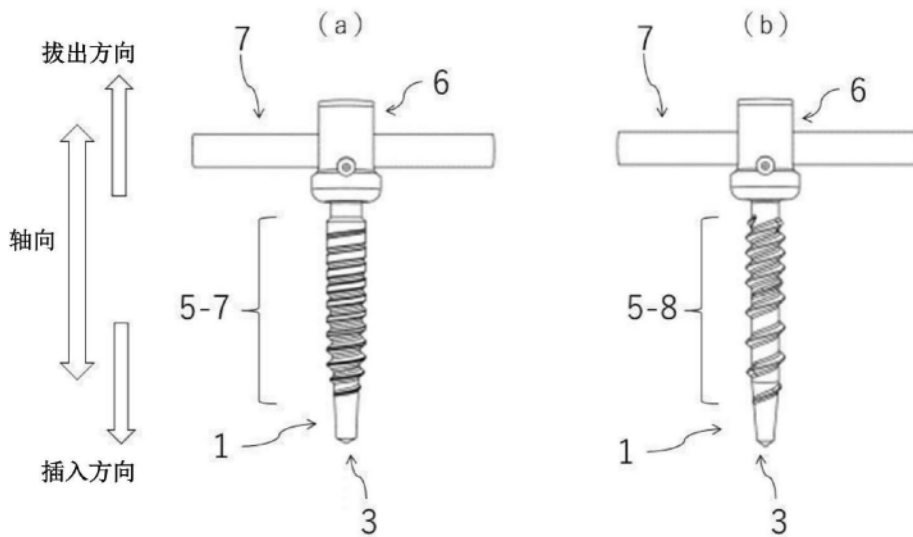


图10

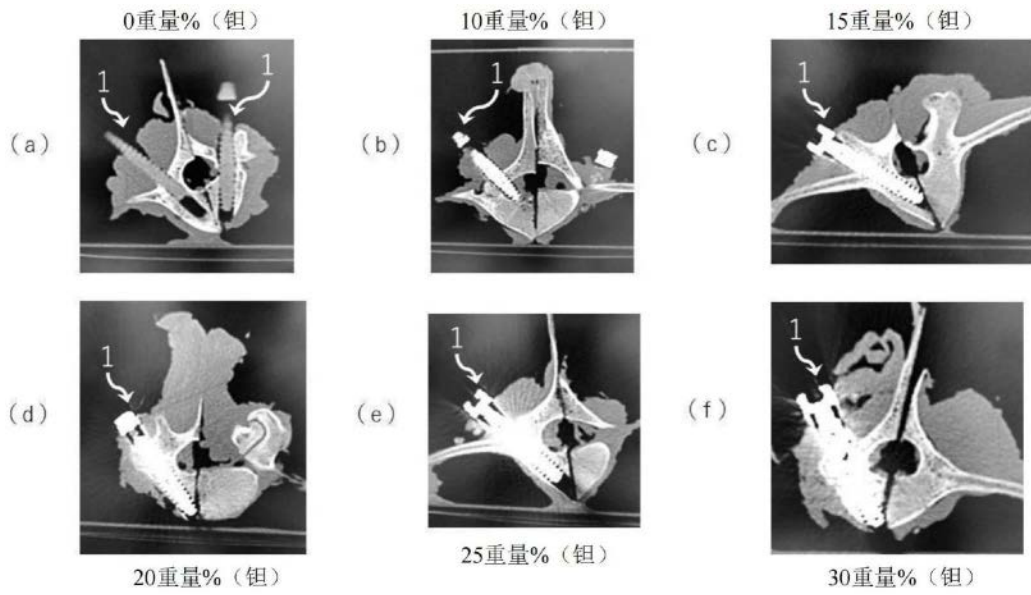


图11

钽的含有率 (重量%)	伪影评价
0	A ⁺
10	A ⁺
15	A
20	A
25	A ⁻
30	A ⁻

图12