



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109875667 A

(43)申请公布日 2019.06.14

(21)申请号 201910159946.5

(22)申请日 2019.03.04

(71)申请人 中国科学院力学研究所

地址 100190 北京市海淀区北四环西路15号

(72)发明人 王君 杨慎达 伊辰 郇勇

王素芳 陈博 刘岩

(74)专利代理机构 北京和信华成知识产权代理

事务所(普通合伙) 11390

代理人 胡剑辉

(51)Int.Cl.

A61B 17/68(2006.01)

A61B 17/86(2006.01)

A61B 17/80(2006.01)

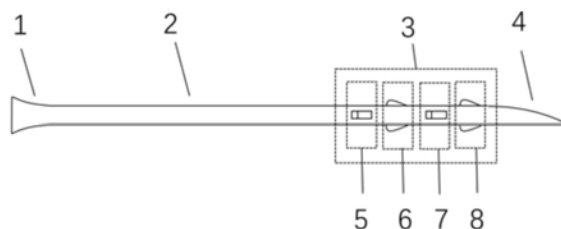
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉及系统

(57)摘要

本发明实施例涉及一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉,包括:柔性钉本体,其中柔性钉头部,为锥形结构,设置于所述柔性钉本体的一端;柔性钉尾部,为弧形结构,设置于所述柔性钉本体的另一端,用于使所述柔性钉在进钉过程中发生弯曲;防滑部,设置于所述柔性钉本体上,并靠近所述柔性钉尾部,用于对肱骨施加压力,防止退钉。由此,本发明提供一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉,解决了手术中存在的螺钉脱落和肱骨头被打穿破坏关节等问题,并能够获得很好的把持力,没有打穿肱骨头的风险,对骨质破坏小,提升了手术的成功率;通过将柔性钉尾部设为弧形,能够使柔性钉在进钉过程中发生弯曲,实现贴壁固定,同时还增加了柔性钉的抗拔出力。



1. 一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉,包括:柔性钉本体,其特征在于:
柔性钉头部,为锥形结构,设置于所述柔性钉本体的一端;
柔性钉尾部,为弧形结构,设置于所述柔性钉本体的另一端,用于使所述柔性钉在进钉过程中发生弯曲;
防滑部,设置于所述柔性钉本体上,并靠近所述柔性钉尾部,用于对肱骨施加压力,防止退钉。
2. 根据权利要求1所述的柔性钉,其特征在于,所述防滑部包括四组等间距排列在所述柔性钉本体表面上的防滑凸起,且每相邻两组所述防滑凸起在与所述柔性钉本体相垂直的平面上的投影呈交叉状。
3. 根据权利要求2所述的柔性钉,其特征在于,相间隔设置的两组所述防滑凸起处于同一平面,且在所述平面上的投影面积向所述柔性钉尾部方向逐次减小。
4. 根据权利要求4所述的柔性钉,其特征在于,所述防滑凸起的截面轮廓为曲线型,且所述防滑凸起与所述柔性钉本体的连接处设有进钉角和拔钉角,所述进钉角的角度为 23° ,所述拔钉角的角度为 67° 。
5. 根据权利要求1所述的柔性钉,其特征在于,所述柔性钉本体的横截面为圆角矩形,所述圆角矩形的长宽比为5:2。
6. 根据权利要求1所述的柔性钉,其特征在于,所述柔性钉尾部的弯曲弧的直径为38mm,弯曲弧的长度为6.6mm。
7. 一种肱骨内固定系统,具有权利要求1-6任一所述的柔性钉,其特征在于,柔性钉的一端通过锥形结构与锁定钢板连接,固定于肱骨内。

一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于骨科手术所用的螺钉，具体涉及一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉及系统。

背景技术

[0002] 肱骨近端骨折是临床常见骨折，其发生率约占全身骨折的4~5%。锁定钢板配合螺钉治疗肱骨近端骨折有诸多优点，因而成为最为常用的治疗方法。然而，老年人肱骨头内部的骨质较为疏松，抓钉能力明显下降，容易造成打入的螺钉脱落，导致手术失败。临床上有时采用更长的螺钉打到肱骨头对侧内壁边缘来提高把持力，但极易将肱骨头打穿破坏关节面导致手术失败，因此经验不足的医生极少采用。另一种方法是采用更多数量的螺钉进行固定，但由于肱骨头内部空间有限，可打入的钉子数量受限，且钉子数量过多容易给肱骨头内部骨质造成更大破坏，不符合B0的生物学固定原则，因此并不推荐。

[0003] 所以目前需要一种内固定钉，解决现有技术中肱骨内固定钉稳定性低，对骨质破坏严重等问题。

发明内容

[0004] 为了解决上述问题，本发明提供了一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉及系统，能够将柔性钉按照一定的编织规则沿着肱骨头内壁边缘呈弧形打入，由于肱骨头内壁附近骨质要明显比肱骨头中心骨质密实，因此这种方式打入的柔性钉可以获得很好的把持力，也没有打穿肱骨头的风险，对骨质的破坏小，稳定性高，提升了手术成功率。

[0005] 第一方面，本发明提供了一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉，包括：柔性钉本体，其中：

[0006] 柔性钉头部，为锥形结构，设置于所述柔性钉本体的一端；

[0007] 柔性钉尾部，为弧形结构，设置于所述柔性钉本体的另一端，用于使所述柔性钉在进钉过程中发生弯曲；

[0008] 防滑部，设置于所述柔性钉本体上，并靠近所述柔性钉尾部，用于对肱骨施加压力，防止退钉。

[0009] 在一个可能的实施方式中，所述防滑部包括四组等间距排列在所述柔性钉本体表面上的防滑凸起，且每相邻两组所述防滑凸起在与所述柔性钉本体相垂直的平面上的投影呈交叉状。

[0010] 在一个可能的实施方式中，相间隔设置的两组所述防滑凸起处于同一平面，且在同一平面的投影面积向所述柔性钉尾部方向逐次减小。

[0011] 在一个可能的实施方式中，所述防滑凸起的截面轮廓为曲线型，且所述防滑凸起与所述柔性钉本体的连接处设有进钉角和拔钉角，所述进钉角的角度为 23° ，所述拔钉角的角度为 67° 。

[0012] 在一个可能的实施方式中，所述柔性钉本体的横截面为圆角矩形，所述圆角矩形

的长宽比为5:2。

[0013] 在一个可能的实施方式中,所述柔性钉尾部的弯曲弧的直径为38mm,弯曲弧的长度为6.6mm。

[0014] 第二方面,本发明提供了一种肱骨内固定系统,柔性钉的一端通过锥形结构与锁定钢板连接,固定于肱骨内。

[0015] 本发明的有益效果:

[0016] 1、本发明提供了一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉,解决了手术中存在的螺钉脱落和肱骨头被打穿破坏关节等问题,同时能够获得很好的把持力,没有打穿肱骨头的风险,对骨质的破坏小,提升了手术的成功率。

[0017] 2、本发明通过将柔性钉尾部设置为弧形结构,能够使柔性钉在进钉过程中发生弯曲,实现贴壁固定,同时还增加了柔性钉的抗拔出力。

[0018] 3、本发明通过将柔性钉的横截面设计为圆角矩形,一方面能够有效地防止柔性钉在肱骨内旋转,另一方面还可以使柔性钉向惯性矩小的方向弯曲。

[0019] 4、本发明通过设置防滑凸起,一方面,增大了柔性钉本体2倍的把持力,有效的提高了肱骨内固定的稳定性。另一方面,通过进钉角和拔钉角,实现了柔性钉的可拔出功能,实现自锁,并对肱骨自动施压,使其不易退钉。

附图说明

[0020] 图1为本发明提供的一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉结构示意图;

[0021] 图2为本发明实施例提供的防滑凸起结构示意图;

[0022] 图3为本发明实施例提供的防滑凸起中拔钉角和进钉角的示意图;

[0023] 图4为本发明提供的一种用于肱骨近端骨折内固定的柔性钉的横截面示意图;

[0024] 图5为本发明实施例提供的一种肱骨近端骨折内固定系统的结构示意图;

[0025] 标号注释:1-柔性钉头部,2-柔性钉本体,3-防滑组件,4-柔性钉尾部,5-防滑凸起,6-防滑凸起,7-防滑凸起,8-防滑凸起,9-柔性钉的横截面,10-拔钉角,11进钉角,12-锁定钢板,13-柔性钉,14-肱骨头。

具体实施方式

[0026] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方法进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例只是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动成果前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明的保护范围。

[0027] 需要说明,若本发明实施例中有涉及方向性指示(诸如上、下、左、右、前、后等),则该方向性指示仅用于解释在某一特定姿态下各部件之间的相对位置关系,运动情况等,如果该特定姿态发生改变时,则该方向性指示也相应地随之改变。

[0028] 图1为本发明实施例提供的一种用于肱骨近端骨折的柔性钉结构示意图,如图1所示,

[0029] 本发明提供了一种用于肱骨近端骨折的柔性钉,包括:柔性钉本体2,

[0030] 柔性钉头部1,为锥形结构,位于柔性钉本体2的一端,用于与锁定钢板上的锥形孔相配合;

[0031] 柔性钉尾部4,为弧形结构,设置于柔性钉本体2的另一端,用于使柔性钉在进钉过程中发生弯曲;

[0032] 防滑部3,设置于柔性钉本体2上,并靠近柔性钉尾部4,用于对肱骨施加压力,防止退钉。

[0033] 其中,柔性钉尾部4的弯曲直径为38mm,略小于肱骨头直径,其弯曲弧的长度为6.6mm。通过将柔性钉尾部设置为弧形,可以使柔性钉在进钉过程中发生弯曲,并呈弧形进钉,实现贴壁固定。本发明的柔性钉与相同横截面的直钉相比,增加了65%的抗拔出力。

[0034] 本发明的一个实施例中,以球-钉模型来模拟钉子打入肱骨头后的拔出实验,对球-直钉和球-弯钉两种模型分别进拔钉过程的数值模拟,令两个模型拔出的位移相等,均为0.1mm,且位移分布相似,达到相同的效果时,直钉需施加100N拉力,而贴壁打入的柔性钉需要施加165N拉力,由此可知,贴壁打入的柔性钉与相同横截面的直钉相比,增加了65%的抗拔出力。

[0035] 如图1所示,防滑部3包括四组等间距排列在柔性钉本体2表面上的防滑凸起5,防滑凸起6,防滑凸起7和防滑凸起8,且每相邻两组防凸起在与柔性钉本体2相垂直的平面上的投影呈交叉状。相间设置的两组防滑凸起处于同一平面上,且在同一平面的投影面积向柔性钉尾部方向逐次减小(即防滑凸起7的投影面积小于防滑凸起5,防滑凸起8的投影面积小于防滑凸起6),通过将防滑凸起的大小递减设置,可最大程度上减小防滑凸起在进钉过程中对骨质的破坏,使每个防滑凸起都具有把持力。

[0036] 图2为本发明实施例提供的一种用于肱骨近端骨折的柔性钉中防滑凸起的结构示意图,如图2所示,防滑凸起的截面轮廓为曲线型,且防滑凸起与柔性钉本体2的连接处设有进钉角11和拔钉角10。其中,进钉角11的角度设置为 23° 小于骨质与柔性钉件的摩擦角,实现自锁功能;拔钉角10的角度设置为 67° ,可对肱骨自动施压,不易退钉。如图3所示,当 λ_1 为 67° 时,拉力F最大,即骨质在防滑凸起上滑动最困难,拉动骨质所需的拉力为:

$$[0037] \quad F=G \sin\lambda_1+F_f$$

$$[0038] \quad =G \sin\lambda_1+\mu G \cos\lambda_1$$

$$[0039] \quad =1.18G \sin(\lambda_1+23^\circ)$$

[0040] 其中 $\mu=0.43$,为骨质与螺钉间的摩擦系数。所以当拔钉角的度数设置为 67° 时,防滑性能最好。

[0041] 在本发明的一个实施例中,对增加防滑凸起的柔性钉及无防滑凸起的柔性钉进行拔钉过程的数值模拟,对两种球-钉模型分别施加1mm的位移载荷。带有防滑凸起的柔性钉反力为481N,无防滑凸起的柔性钉其反力为142N。由数值对比可知,柔性钉上设置防滑凸起的把持力是没有防滑凸起的3.3倍,有效的提高了肱骨内固定的稳定性。

[0042] 如图4所示,柔性钉的横截面9为圆角矩形,圆角矩形的长宽比为5:2,圆角矩形长为3.0mm,宽为1.2mm,之所以将柔性钉本体的横截面设计为圆角矩形,既可以有效防止柔性钉在肱骨内旋转,又可以使柔性钉向惯性矩小的方向弯曲。

[0043] 另外,本发明的一个实施例,将防滑部3的高度设置为0.2~0.6mm,具体分为三档:第一档防滑凸起的高度由5至8依次为0.4mm、0.4mm、0.2mm、0.2mm;第二档防滑凸起的高度

由5至8依次为0.5mm、0.5mm、0.3mm、0.3mm；第三档防滑凸起的高度由5至8依次为0.6mm、0.6mm、0.4mm、0.4mm。防滑凸起的三档尺寸分别对应三种骨质疏松程度的患者：第一档对应骨量减少患者，第二档对应骨质疏松患者，第三档对应重度骨质疏松患者。

[0044] 图5为本发明实施例提供的一种肱骨内固定系统的结构示意图，如图4所示，肱骨内固定系统由3-4根柔性钉13构成，3-4根柔性钉13在肱骨头14内按“爪”形排布，柔性钉头部1与锁定钢板锥形孔对接。另外具体柔性钉13的数量可根据患者的骨折情况进行选择。

[0045] 以上对发明的具体实施方式进行了详细说明，但是作为范例，本发明并不限制与以上描述的具体实施方式。对于本领域的技术人员而言，任何对该发明进行的同等修改或替代也都在本发明的范畴之中，因此，在不脱离本发明的精神和原则范围下所作的均等变换和修改、改进等，都应涵盖在本发明的范围内。

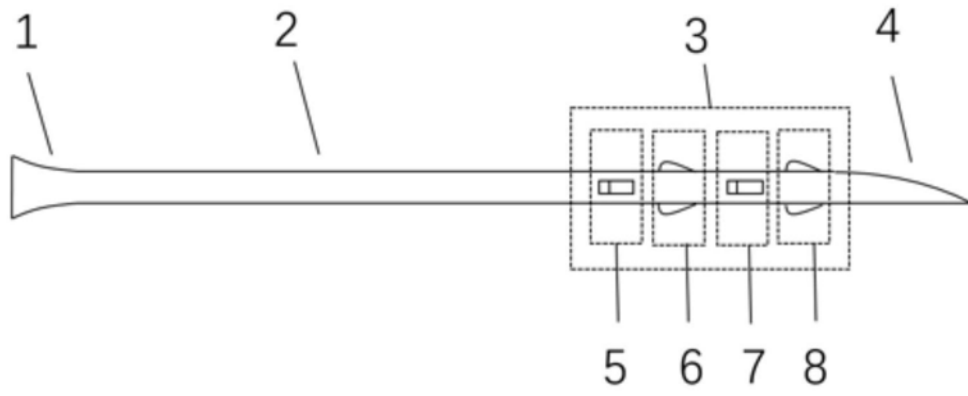


图1

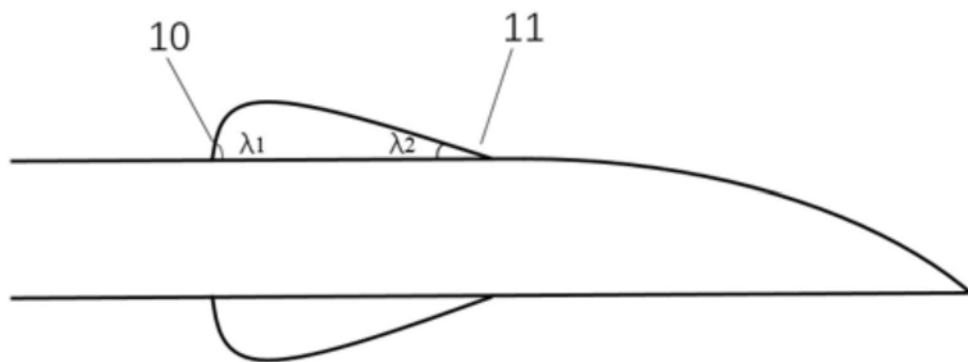


图2

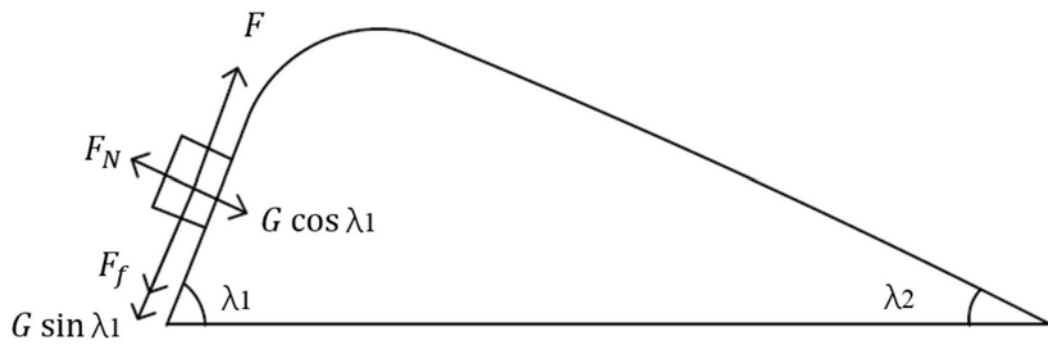


图3



图4

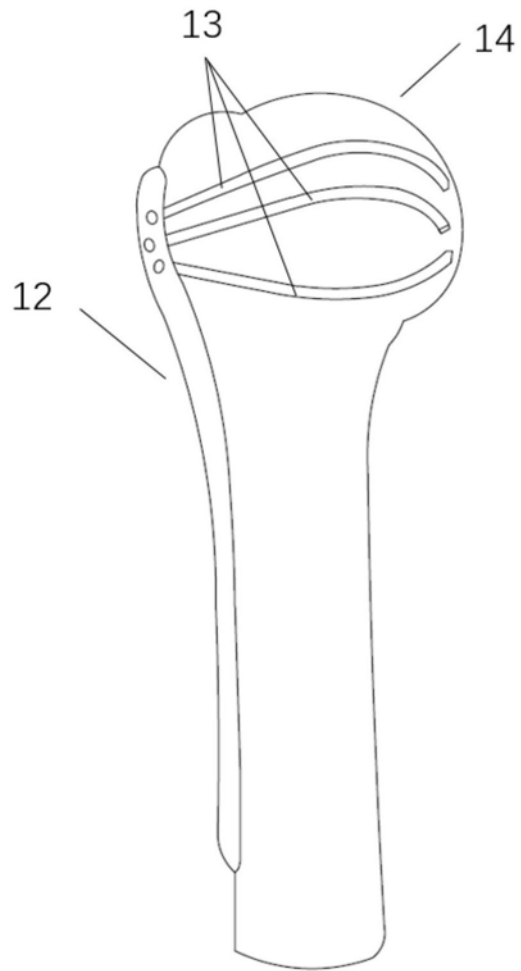


图5