

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 17/74 (2006.01)

A61F 2/36 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510021220.3

[45] 授权公告日 2008年6月18日

[11] 授权公告号 CN 100394898C

[22] 申请日 2005.7.6

[21] 申请号 200510021220.3

[73] 专利权人 四川大学华西医院

地址 610041 四川省成都市四川大学华西
医院骨科

[72] 发明人 康鹏德 裴福兴 王杰 杨静
沈彬 党宏胜

[56] 参考文献

US6780185B2 2004.8.24

US4632101A 1986.12.30

CN2455209Y 2001.10.24

US4721103A 1988.1.26

审查员 许敏

[74] 专利代理机构 成都科海专利事务有限责任公
司

代理人 吕建平

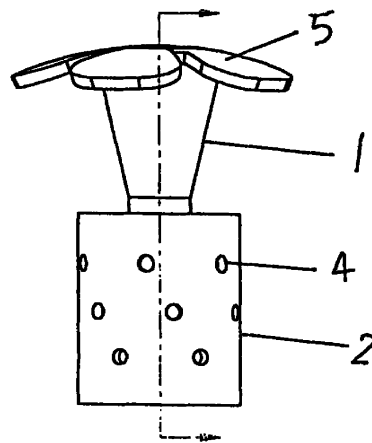
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

[54] 发明名称

用于治疗股骨头坏死的内支撑器

[57] 摘要

本发明公开了一种用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，主要由支撑器体、安装在支撑器体上的支撑部件和操纵机构构成，所述支撑部件为可展开增大支撑面积的结构，安装在支撑器体一端，由操纵机构操纵展开。支撑部件可由不少于3个的弧形叶片构成，展开后的工作状态整体成伞状。本发明与现有技术的股骨头内支撑器相比，本发明的股骨头内支撑器植入股骨头内其支撑面积可大大增加，股骨头的力学性能得到很好的重建，能有效防止股骨头塌陷，且不会因在股骨头上制作髓芯减压通道对股骨头产生较大破坏。本发明的公开可大大提高股骨头坏死的治愈率，减轻病员的痛苦与经济负担。



1、一种用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于主要包括支撑器体、安装在支撑器体上的支撑部件和操纵机构，所述支撑器体为设计有一端头的筒体，筒体内腔与端头内腔通过喉部贯通，筒体壁上设计有用于促进筒体内骨填料骨化的循环孔，所述支撑部件由不少于3个的弧形叶片均匀设置构成，叶片通过铰轴可向上转动展开地安装在筒体的端头上，由操纵机构操纵展开，支撑部件展开整体成伞状。

2、如权利要求1所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于所说的支撑叶片可向上转动至与支撑器体轴线成不大于90度的角。

3、如权利要求2所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于所说的叶片尾端设计有与操纵机构的操纵作用结构件相匹配的使叶片转动展开的结构。

4、如权利要求3所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于所说的操纵机构由操纵作用结构件、操纵传动结构件和操纵实施结构件构成，操纵传动结构件的一端与操纵作用结构件联接，另一端与操纵实施结构件联接，固定安装在支撑器体上。

5、如权利要求4所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于操纵机构的操纵作用结构件为上大下小的锥形帽，操纵传动结构件为加工有传动螺纹的传动直杆，操纵实施结构件为设置有转动结构的螺母，操纵机构通过传动直杆上的螺纹固定安装在筒体内腔与端头内腔相贯通的喉部。

6、如权利要求1或2或3或4或5所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于内支撑器的组成构件与骨体相接触的外表面为经粗糙化处理的粗糙面。

7、如权利要求1或2或3或4或5所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于内支撑器的组成构件由钛合金材质制成。

8、如权利要求7所述的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，其特征在于内支撑器的组成构件由钛合金材质制成。

用于治疗股骨头坏死的内支撑器

一、技术领域

本发明涉及一种用于治疗股骨头坏死的内植器械，尤其是植入股骨头内用于治疗股骨头坏死的内植器。

二、背景技术

股骨头坏死多发于中青年患者，其病因及其发病机制尚不完全清楚。在股骨头坏死的治疗中，目前多数学者认为髓芯减压法对于股骨头坏死的治疗有比较好的治疗效果。采用髓芯减压法治疗股骨头坏死的具体方法是，通过手术在股骨头处钻出一个髓芯通道，使髓芯得到减压，并清除坏死骨组织，然后植入自体或异体骨组织。

在采用髓芯减压法治疗股骨头坏死，现有技术通常采用镍钛记忆合金网球作为植入的异体骨组织，即以镍钛记忆合金网球作为内支撑器。采用镍钛记忆合金网球作为内支撑器，合金网球的使用状态虽然较植入时的状态有所改变，使用状态时的支撑面积较植入时的支撑面积有所增大，但支撑面积增大十分有限，且力学支撑性能不好。如果要获得较大的支撑面积，须植入直径较大的合金网球，为了植入直径较大的合金网球须在股骨头上钻出直径较大的骨髓通道，这样又会导致对股骨头、颈骨结构产生较大的破坏，股骨头力学性能不能得到很好的重建，不能有效避免股骨头塌陷，同时镍元素有一定的副作用，如致癌性，影响MRI检查。以纯钛笼状股骨头作内支撑器，支撑面积不能增大，且植入股骨头同样存在骨髓通道较大，对股骨头骨质破坏较大，不能有效重建股骨头的力学性能。在采用髓芯减压法治疗股骨头坏死的实践中，由于现有技术的这些股骨头内支撑器效果不佳，时常会发生股骨头塌陷。股骨头一旦发生塌陷，病员不得不接受人工关节置换治疗，而人工关节价格较高，在体内的生存期较短。因此会给病员身体和精神带来很大的痛苦，产生难以承受的经济负担。

三、发明内容

针对现有技术股骨头内支撑器存在的不足，本发明的目的旨在提供一种

全新概念的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器，以解决现有技术的股骨头内支撑器植入股骨头内后支撑面积不能得到有效扩大，且力学性能差，如果使其有足够大的支撑面积，则会对股骨头颈骨质产生较大破坏，不能有效防止股骨头塌陷，影响股骨头、颈部骨力学性能，容易造成股骨头颈部骨折等问题。

为解决上述技术问题，本发明提供的用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器采取了如下技术方案：

用于治疗股骨头坏死的股骨头内支撑器主要由支撑器体、安装在支撑器体上的支撑部件和操纵机构构成，所述支撑器体为设计有一端头的筒体，筒体内腔与端头内腔通过喉部贯通，筒体壁上设计有用于促进筒体内骨填料骨化的循环孔，所述支撑部件由不少于3个的弧形叶片均匀设置构成，叶片通过铰轴可向上转动展开地安装在筒体的端头上，由操纵机构操纵展开，支撑部件展开整体成伞状。

在上述技术方案中，支撑器体除了可设计为带有一端头的筒体这种结构形式外，还可设计成其他的结构形式，如支架结构形式。但优先考虑的结构形式为设计有端头的筒体。筒体内腔与端头内腔之间的喉部，可用于安装操纵支撑部件展开以增大支撑面积的操纵机构，操纵机构最好通过传动螺纹副安装在喉部。在作为支撑器体的筒体端头的上端设计有定位支撑槽，作为支撑构件的弧形叶片通过铰轴可展开地安装在作为支撑器体的筒体端头上端定位安装槽之内，可向上翻转至与支撑器体轴线成不大于90度的角。支撑部件除了该结构形式外，还可设计成其他多种结构形式，如滑片结构等，但优先考虑的结构形式为由可向上转动展开的弧形叶片构成的整体成伞状的结构形式。所说的叶片尾端设计有与操纵机构的操纵作用结构件相匹配的使叶片转动展开的结构。

在上述方案中，所说的操纵机构由作用于支撑部件使其展开的操纵作用结构件、操纵传动结构件和操纵实施结构件构成，固定安装在支撑器体上。操纵机构的操纵作用结构件可设计成上大下小的锥形帽，操纵传动结构件为设计有螺纹的操纵直杆，操纵实施结构件为设置有扳动结构的操纵螺母，操纵直杆一端与锥形帽联接，另一端与操纵螺母联接。操纵机构通过操纵直杆上的螺纹与位于支撑器体筒体喉部的内螺纹构成的螺纹副固定安装在筒体内腔与端头内腔相贯通的喉部。操纵机构的具体结构形式有

多种形式。

内支撑器构成构件与股骨相接触的外表面可作粗糙化处理，内支撑器构成构件可由钛合金材质制成。

本发明揭示的股骨头内支撑器，在植入股骨头时，即处于非使用状态时，其体积较小，当植入股骨头后处于使用状态时，在操纵机构的操纵下被展开，其支撑面积得到了大大增加，增加了与股骨头软骨下骨的接触面积，对股骨的薄弱部位起到很好的支撑作用，有效防止股骨头塌陷。而且本发明的股骨头内支撑器，由于其在植入时体积小，股骨头、颈上制作出的髓芯减压通道也就较小，因此通过髓芯减压通道将其植入，对股骨头、颈骨质结构破坏小，手术创伤小。本发明的股骨头内支撑器，作为支撑器体的筒体壁上加工有多个小孔。作为支撑器体的筒体容积腔内，通常需要填入制作髓芯减压通道取下的骨组织或人工骨填料。支撑器筒体壁上的循环孔，有利于筒体内外骨组织生理循环，促进筒体内植入的骨组织填料骨化和周围新生骨组织长入支撑器筒体内部，加快病变修复。本发明的股骨头内支撑器，其构成构件与骨组织相接触部位都进行了粗糙化处理。表面粗糙处理增加了接触面积，有利于支撑器与周围骨组织融合，周围新生骨组织能够长入支撑器表面。本发明采取的这些技术措施都有助于内支撑器与周围骨质融合，有利于恢复重建股骨头的力学性能。

同时，本发明采用钛合金材料制成，钛合金无毒，无致癌性，生物相容性好，植入体内不会影响后期接受 MRI 检查。

本发明对股骨头坏死治疗技术进步的贡献在于，通过提供一种在使用状态时的支撑面积远远大于其植入股骨头时的支撑面积的支撑器，使股骨头需要支撑的部位得到很好的支撑加强，且又不会因制作髓芯减压通道对股骨头骨质造成很大的损害，从而使股骨头坏死治疗效果得到大大提高的发明思想。股骨头内支撑器的具体结构不是本发明的最主要的发明点。

四、附图说明

图 1 是本发明股骨头内支撑器一个实施例的非工作状态结构示意图。

图 2 是图 1 的 A—A 向剖视结构示意图。

图 3 是图 1 的俯视结构示意图。

图 4 是图 1 的仰视结构示意图。

图 5 是图 1 中的内支撑器工作状态下的结构示意图。

图6是图2的B—B向剖视结构示意图

图7是图2的俯视结构示意图。

图8是图2的仰视结构示意图。

图9是图6的局部结构示意图。

五、具体实施方式

实施例

股骨头内支撑器的具体结构如附图1、附图2、附图3、附图4和附图5所示。股骨头内支撑器由支撑器体、支撑部件和操纵机构构成。所说的支撑器体为设计有一端头1的筒体2，所述端头用于安装支撑部件。支撑器体为腔体结构，其筒体内腔与端头内腔通过一喉部3贯通，喉部加工有传动螺纹，筒体壁上设计有若干用于促进筒体腔内骨组织填料骨化的循环孔4。所说的支撑部件由5个均匀设置的弧形叶片5构成，每个叶片都通过铰轴可向上转动展开地安装在筒体端头上端的定位支撑槽之间，非使用状态位于铰轴上方的叶片尾端，设计有与作为操纵作用结构件的锥形帽7操作作用结构面相配合使叶片展开的结构6，叶片向上可转动85度，全部叶片展开，支撑部件整体成伞状。叶片向上转动的角度可根据治疗的需要进行调整。所说的操纵机构由作用于叶片尾端使叶片向上转动展开的上大下小的锥形帽7、作为操纵传动结构件的操纵直杆8和作为操纵实施结构件的螺母9构成，操纵直杆的一端与锥形帽定联接，另一端与操纵螺母联接，操纵直杆上设计有与位于筒体喉部的螺母匹配构成螺纹副的螺纹，螺母为内六角螺母，操纵机构通过螺纹副安装在筒体内腔与端头内腔相贯通的喉部。内支撑器构成构件与股骨体相接触的外表面都进行了粗糙化处理，且内支撑器的构成构件都由钛合金材质制作。

本发明的股骨头内支撑器使用操作原理如下：先在病员股骨头的病灶处制作出髓芯减压通道，通过配套工具将病灶骨组织去除，然后再将股骨头内支撑器从髓芯减压通道植入股骨头内，安装到位后，通过内六角扳手转动与操纵直杆相固定内六角螺母，在螺纹传动副的作用下，操纵直杆带动锥形帽向下运动，向下运动的锥形帽通过其与叶片尾端相配合的操纵作用结构面，操纵叶片向上转动展开，叶片展开到位后整体成伞状，然后拧紧固定螺母使支撑部件保持支撑工作状态的形状。将支撑部件的叶片支撑面对着需要加强支撑的股骨面，然后向支撑器筒体内填入制作髓芯减压通道取下骨组织，将

制作髓芯减压通道取下的块状骨填植在筒体端口处的股骨面，并加以固定，位于股骨内的支撑部件对股骨头需要支撑的部位产生了支撑作用，股骨头力学性能重建得以形成，有效防止了股骨头塌陷的发生。

本发明的具体实施方式不限于实施例与附图所描述的形式，本领域的技术人员在不付出创造性地劳动还可设计出其它实施本发明的具体结构形式，但这仍然属于本发明的保护范围。

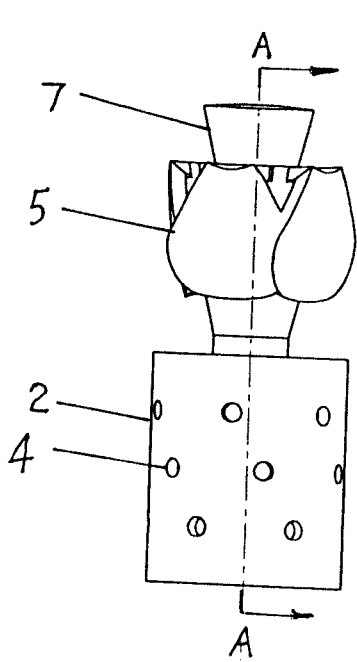


图1

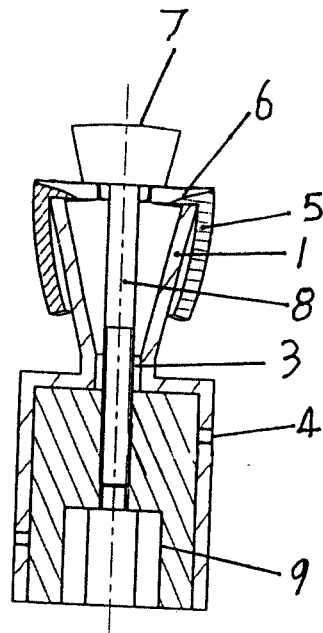


图2

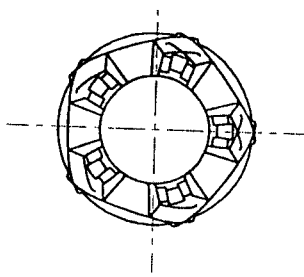


图3

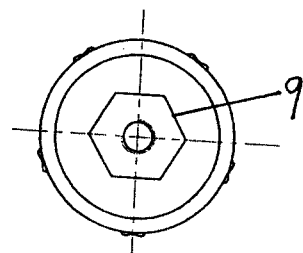


图4

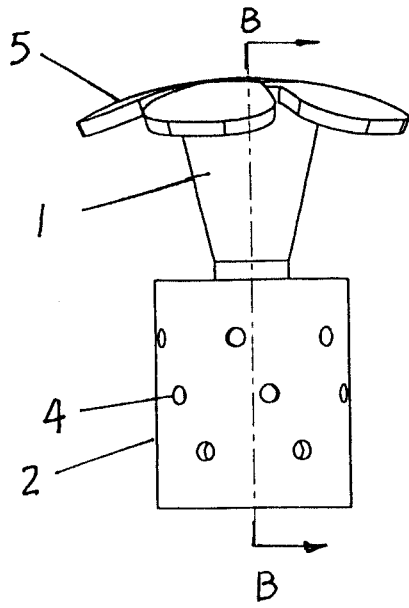


图5

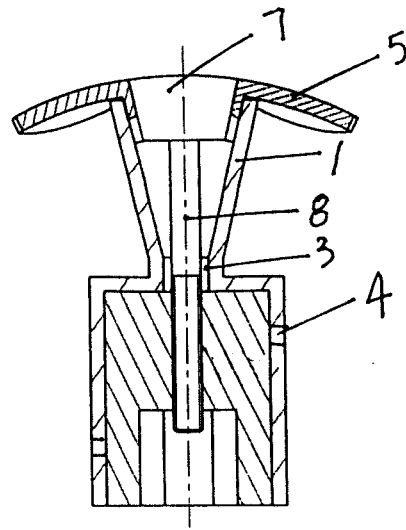


图6

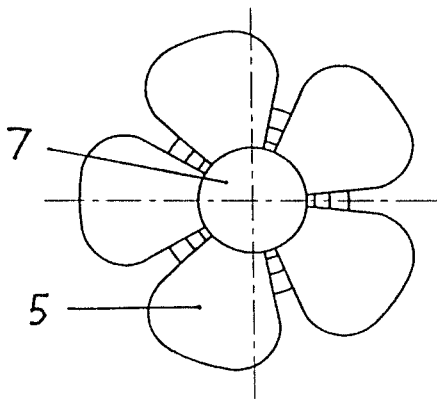


图7

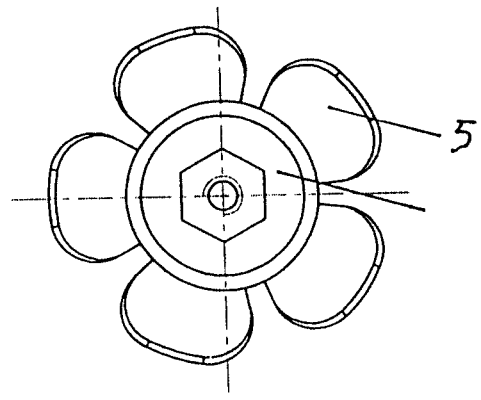


图8

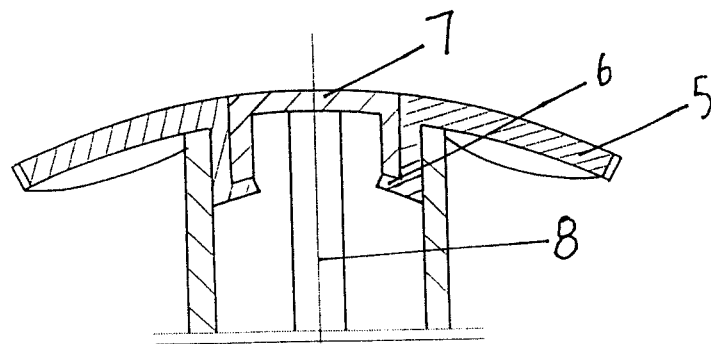


图9