



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112972078 B

(45) 授权公告日 2022. 02. 22

(21) 申请号 202110162188.X

A61F 2/78 (2006.01)

(22) 申请日 2021.02.05

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

US 2004068324 A1, 2004.04.08

申请公布号 CN 112972078 A

DE 102004056775 A1, 2006.06.01

DE 102010042082 A1, 2012.04.12

(43) 申请公布日 2021.06.18

US 2013073057 A1, 2013.03.21

(73) 专利权人 中国科学院力学研究所

US 2020188140 A1, 2020.06.18

地址 100190 北京市海淀区北四环西路15号

US 2017027720 A1, 2017.02.02

EP 3593765 A1, 2020.01.15

(72) 发明人 李钰 郇勇 王君 张昊旻 刘岩

CN 1586435 A, 2005.03.02

CN 104840282 A, 2015.08.19

(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

审查员 郝星

代理人 胡剑辉

(51) Int. Cl.

A61F 2/60 (2006.01)

A61F 2/68 (2006.01)

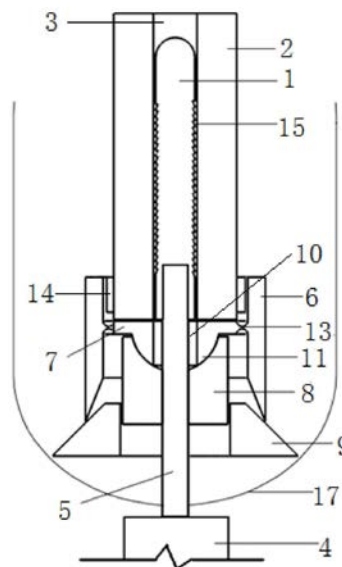
权利要求书2页 说明书6页 附图6页

(54) 发明名称

一种力学性能优化的植入式假肢

(57) 摘要

本发明实施例公开了一种力学性能优化的植入式假肢,包括髓内植入体,用于自残骨末端植入骨腔中;体外假肢;经皮连接杆,用于经皮连接所述髓内植入体与所述体外假肢;包骨承力结构,包括用于围合残骨末端至少部分外侧面的环形包围壁,抵触残骨端面的中心平台,以及用于调节所述环形包围壁形成的围合腔直径和所述中心平台与残骨端面之间距离的力矩调节机构。本发明通过包骨承力结构对残肢骨端面进行承载,优化了残骨断口处的受力,有效改善髓内植入体与残肢骨耦合结构的受力分布情况,有效降低应力屏蔽,增强整体的抗弯折能力,更为贴近正常人体骨骼的力学传递机制,大大降低了其失效风险。



1. 一种力学性能优化的植入式假肢,其特征在于,包括:
髓内植入体(1),用于自残骨(2)末端植入骨腔(3)中;
体外假肢(4);
经皮连接杆(5),用于连接所述髓内植入体(1)与所述体外假肢(4);
包骨承力结构,包括用于围合残骨(2)末端至少部分外侧面的环形包围壁(6),抵触残骨(2)端面的中心平台(7),以及用于调节所述环形包围壁(6)形成的围合腔直径和所述中心平台(7)与残骨(2)端面之间距离的力矩调节机构;
所述环形包围壁(6)包裹所述残骨(2)末端的外侧面且向下延伸至部分超出所述残骨(2)的端面并形成围合腔,所述中心平台(7)至少部分位于所述围合腔内且上端面与所述残骨(2)端面相抵触;
所述力矩调节机构包括设置于所述中心平台(7)下方,且能够沿所述经皮连接杆(5)的延伸方向移动的高度调节件(8),以及与所述环形包围壁(6)中形成有围合腔的一侧的内侧壁相接触,且用于带动所述环形包围壁(6)向残骨(2)末端外侧面内外转动的张紧度调节件(9)。
2. 根据权利要求1所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述中心平台(7)中沿所述经皮连接杆(5)的延伸方向贯通形成有中心通孔(10),所述经皮连接杆(5)贯穿所述中心通孔(10)延伸设置,且所述中心通孔(10)的直径大于所述经皮连接杆(5)的外径。
3. 根据权利要求1或2所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述中心平台(7)的下端面至少部分向下凸起形成为球弧面;
所述高度调节件(8)的至少部分上表面向下凹陷形成为与所述球弧面相接触配合的球窝(11)。
4. 根据权利要求1或2所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述环形包围壁(6)由多个沿周向方向环绕设置的弧柱(12)组成,且每个所述弧柱(12)各自通过柔性铰链(13)与所述中心平台(7)相连,以使得每个所述弧柱(12)能够以所述柔性铰链(13)为支点向内或向外翻转。
5. 根据权利要求4所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述张紧度调节件(9)至少包括与所述环形包围壁(6)的内壁相接触的斜面,且所述斜面沿所述经皮连接杆(5)的延伸方向向内或向外倾斜延伸;
所述斜面能够沿所述经皮连接杆(5)的延伸方向移动,所述柔性铰链(13)位于所述斜面的上方。
6. 根据权利要求1或2所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述环形包围壁(6)的内侧面朝向所述残骨(2)的外侧壁形成有多个凸起(14),且每个所述凸起(14)的长度相同或不同。
7. 根据权利要求1或2所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述髓内植入体(1)的部分外侧壁突出形成有斜向下倾斜的螺纹(15),且所述螺纹(15)与所述骨腔(3)的内侧壁相接触。
8. 根据权利要求7所述的一种植入式假肢,其特征在于,所述螺纹(15)设置于所述髓内植入体(1)的中部;且,
所述髓内植入体(1)的上端面形成为半球体。

9. 根据权利要求1或2所述的一种植入式假肢,其特征在於,所述髓内植入体(1)与所述残骨(2)上各自形成有贯通的安装孔,销钉(16)贯穿所述髓内植入体(1)与所述残骨(2)上的安装孔设置,且所述髓内植入体(1)的安装孔的内径大于所述销钉(16)的直径,所述髓内植入体(1)上的安装孔的上端面与所述残骨(2)上的安装孔的上端面在同一水平面上。

一种力学性能优化的植入式假肢

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及力学与骨科医学交叉领域,具体涉及一种力学性能优化的植入式假肢。

背景技术

[0002] 假肢,是利用工程技术的手段和方法,为弥补截肢者或肢体不全者缺损肢体而专门设计和制作装配的人工肢体。根据使用特点,假肢主要可以分为装饰性假肢和功能性假肢。装饰性假肢主要作用是完善形体,其外表美观即可,而功能性假肢除美观之外还要求有强大的力学性能,以替代人体正常肢体的功能,如站立、走路等运动功能。

[0003] 目前临床上最常使用的功能性假肢为套筒式假肢,使用方法是将假肢的接受腔包裹在患者残肢的软组织上,当患者站立或行走时,由患者残肢处的软组织传力。这种套筒式假肢虽然安装简单,但其软组织传力的特点不符合人体生物力学,导致患者在使用过程中残肢常发生磨损生疮等问题,舒适度大打折扣。新兴的植入式骨整合假肢是假肢装配技术的一大进步,它解决了传统套筒式假肢通过接受腔和软组织传力、生物力学不合理的弊端。目前市面上的植入式骨整合假肢主要由植入骨腔内的骨腔植入体、经皮植入的中间植入体以及与中间植入体相连的体外假肢组成,患者站立或行走时主要依靠经骨整合之后的骨腔植入体与骨腔内壁结合面传力。这类植入式假肢虽解决了传统接受腔式假肢通过软组织传力的弊端,但一方面它通过髓内植入体与骨腔内壁之间的结合面传力,髓内植入体会对周围骨组织产生应力屏蔽效应,导致髓内植入体的松动失效,另一方面残肢骨末端没有保护装置,植入后整体结构抗弯折能力差,这给患者的健康带来了极大的隐患。

发明内容

[0004] 为此,本发明实施例提供一种力学性能优化的植入式假肢,通过包骨承力结构对残骨端面进行承载,优化了残骨断口处的受力,有效改善髓内植入体与骨耦合结构的受力分布情况,有效降低应力屏蔽,增强整体的抗弯折能力,大大降低了其失效风险,更为贴近正常人体骨骼的力学传递机制。

[0005] 为了实现上述目的,本发明的实施方式提供如下技术方案:

[0006] 在本发明实施例的一个方面,提供了一种力学性能优化的植入式假肢,包括:

[0007] 髓内植入体,用于自残骨末端植入骨腔中;

[0008] 体外假肢;

[0009] 经皮连接杆,用于连接所述髓内植入体与所述体外假肢;

[0010] 包骨承力结构,包括用于围合残骨末端至少部分外侧面的环形包围壁,抵触残骨端面的中心平台,以及用于调节所述环形包围壁形成的围合腔直径和所述中心平台与残骨端面之间距离的力矩调节机构。

[0011] 作为本发明的一种优选方案,所述环形包围壁包裹所述残骨末端的外侧面且向下延伸至部分超出所述残骨的端面并形成围合腔,所述中心平台至少部分位于所述围合腔内

且上端面与所述残骨端面相抵触；

[0012] 所述力矩调节机构包括设置于所述中心平台下方，且能够沿所述经皮连接杆的延伸方向移动的高度调节件，以及与所述环形包围壁中形成有围合腔的一侧的内侧壁相接触，且用于带动所述环形包围壁向残骨末端外侧面内外转动的张紧度调节件。

[0013] 作为本发明的一种优选方案，所述中心平台中沿所述经皮连接杆的延伸方向贯通形成有中心通孔，所述经皮连接杆贯穿所述中心通孔延伸设置，且所述中心通孔的直径大于所述经皮连接杆的外径。

[0014] 作为本发明的一种优选方案，所述中心平台的下端面至少部分向下凸起形成为球弧面；

[0015] 所述高度调节件的至少部分上表面向下凹陷形成为与所述球弧面相接触配合的球窝。

[0016] 作为本发明的一种优选方案，所述环形包围壁由多个沿周向方向环绕设置的弧柱组成，且每个所述弧柱各自通过柔性铰链与所述中心平台相连，以使得每个所述弧柱能够以所述柔性铰链为支点向内或向外翻转。

[0017] 作为本发明的一种优选方案，所述张紧度调节件至少包括与所述环形包围壁的内壁相接触的斜面，且所述斜面沿所述经皮连接杆的延伸方向向内或向外倾斜延伸；

[0018] 所述斜面能够沿所述经皮连接杆的延伸方向移动，所述柔性铰链位于所述斜面的上方。

[0019] 作为本发明的一种优选方案，所述环形包围壁的内侧面朝向所述残骨的外侧壁形成有多个凸起，且每个所述凸起的长度相同或不同。

[0020] 作为本发明的一种优选方案，所述髓内植入体的部分外侧壁突出形成有斜向下倾斜的螺纹，且所述螺纹与所述骨腔的内侧壁相接触。

[0021] 作为本发明的一种优选方案，所述螺纹设置于所述髓内植入体的中部；且，

[0022] 所述髓内植入体的上端面形成为半球体。

[0023] 作为本发明的一种优选方案，所述髓内植入体与所述残骨上各自形成有贯通的安装孔，销钉贯穿所述髓内植入体与所述残骨上的安装孔设置，且所述髓内植入体的安装孔的内径大于所述销钉的直径，所述髓内植入体上的安装孔的上端面与残骨上的安装孔的上端面在同一水平面上。

[0024] 本发明的实施方式具有如下优点：

[0025] 本发明实施例通过环形包围壁和中心平台的设置，采用环形包围壁围合残骨末端外侧面与中心平台抵触残骨端面相结合的方式，有效改善髓内植入体与骨耦合结构的受力分布情况，从某种程度上进一步减轻应力屏蔽情况，更为贴近正常人体骨骼的力学传递机制。同时，基于髓内植入体、经皮连接杆和体外假肢的连接，并基于环形包围壁的进一步围合，更好地增强整体的抗弯折能力，大大降低长期使用过程中的失效风险。

附图说明

[0026] 为了更清楚地说明本发明的实施方式或现有技术中的技术方案，下面将对实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是示例性的，对于本领域普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据

提供的附图引伸获得其它的实施附图。

[0027] 本说明书所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本发明所揭示的技术内容得能涵盖的范围内。

[0028] 图1为本发明实施例提供的其中一种植入式假肢的结构示意图;

[0029] 图2为本发明实施例提供的另一种植入式假肢的结构示意图;

[0030] 图3为本发明实施例提供的环形包围壁和中心平台的局部结构示意图;

[0031] 图4为本发明实施例提供的环形包围壁和中心平台的另一方位下的局部结构示意图;

[0032] 图5为本发明实施例提供的残骨和环形包围壁的结构示意图;

[0033] 图6为本发明实施例提供的力矩调节机构在非调节状态下的原理图;

[0034] 图7为本发明实施例提供的力矩调节机构在初始调节状态下的原理图;

[0035] 图8为本发明实施例提供的力矩调节机构在调节状态下的原理图。

[0036] 图中:

[0037] 1-髓内植入体;2-残骨;3-骨腔;4-体外假肢;5-经皮连接杆;6-环形包围壁;7-中心平台;8-高度调节件;9-张紧度调节件;10-中心通孔;11-球窝;12-弧柱;13-柔性铰链;14-凸起;15-螺纹;16-销钉;17-软组织。

具体实施方式

[0038] 以下由特定的具体实施例说明本发明的实施方式,熟悉此技术的人士可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点及功效,显然,所描述的实施例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前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0039] 如图1-图8所示,本发明提供了一种植入式假肢,具体地,包括:

[0040] 一、髓内植入体1,用于植入残骨2的骨腔3中,其结构至少部分为圆柱体,且顶部形成半球体封顶,并且,骨腔3的内壁与髓内植入体1的结合面只承受下部的经皮连接杆5和体外假肢4的重量,不承担上部基于人体体重传来的力。具体地,基于上述承力的需要,髓内植入体1的具体结构设置包括以下两种:

[0041] 第一种,髓内植入体1的外表面上形成有螺纹15,以通过螺纹15使得骨腔3内壁与髓内植入体1紧密结合,且螺纹15斜向下倾斜(需要说明的是,这里的上、下等关系术语是指在正常使用状态下的位置关系),据此使得残骨2与髓内植入体1结合界面主要承受来自下部结构的重量,而基本不承担上部传来的人体重量。进一步地,这里的螺纹15优选为分布在髓内植入体1的中段,且所述髓内植入体1的上段和下段的外表面均为光滑。通过这一设置,使得仅仅是髓内植入体1的中段与骨腔3内壁具有相对作用力,有效防止骨腔3内壁与髓内植入体1之间约束过多而发生应力屏蔽并进而导致髓内植入体1失效的问题。

[0042] 第二种,髓内植入体1与残骨2上各自横向开设有安装孔,销钉16顺次贯穿残骨2和髓内植入体1上的安装孔以将髓内植入体1安装于残骨2上。进一步地,这里的髓内植入体1上的安装孔的内径大于销钉16的直径,且髓内植入体1上的安装孔的上端面与残骨2上的安

装孔的上端面在同一水平面上。这样的设置也进一步使得销钉16配合髓内植入体1主要用于承受下部的经皮连接杆5和体外假肢4的重量,在不承担上部分人体重量的前提下,有效防止髓内植入体1由于下部结构的重量而被拉出导致整体失效的问题。

[0043] 基于结构承载力和使用需求,这里的髓内植入体1和销钉16的材料均可以选择为钛合金。

[0044] 二、经皮连接杆5,用于连接髓内植入体1与体外假肢4。这里的经皮连接杆5与髓内植入体1可以为分体式结构,也可以为一体式结构。从提高整体结构的稳固性而言,可以选择为一体式结构;从便于拆卸进行处理等角度而言,可以选择为分体式结构,这里的分体式结构的设置可以采用任意合适的方式,例如,可以通过螺旋连接或是卡扣连接等连接方式。本领域技术人员能够根据实际情况进行针对性选择。

[0045] 并且,在一种更为优选的实施例,残骨2末端的软组织17于经皮连接杆5的外周愈合。

[0046] 进一步地,基于结构承载力和使用需求,这里经皮连接杆5的材料也可以选择为钛合金。

[0047] 三、包骨承力结构,包括环形包围壁6、中心平台7、高度调节件8和张紧度调节件9,其中,环形包围壁6用于围合残骨2末端的外侧面(指对残骨2中的骨的外侧面的围合),中心平台7用于与残骨2末端的横截面(即残骨2端面)紧密贴合。这一设置采用围合和贴合相配合的方式,分散整体受力,有效避免局部过分受力导致的应力集中及应力屏蔽问题出现,避免了整个植入式假肢使用过程中残骨2受力不均导致的使用不舒适等问题。

[0048] 进一步地,中心平台7上贯穿形成有用于经皮连接杆5贯穿的中心通孔10,且中心通孔10的内径设置为大于经皮连接杆5的直径。同时,中心平台7的下表面形成为凸起的球弧面,并与位于下方的高度调节件8的上表面接触,且高度调节件8的上表面配合形成为凹陷的球窝11。这样的设置使得通过调节高度调节件8向上或向下移动,以及配合调整球弧面与球窝11的相对角度位置,即可针对性调节中心平台7与残骨2端面之间分离或是紧密贴合。并且,基于上述设置,整个调节区间相对较大,能够有效实现一定范围内的区别性调节,针对不同的使用者残骨2状态等进行一定的区别性调整,可调范围大,适应范围广。

[0049] 同时,需要指出的是,这里通过设置中心平台7,使得整个中心平台7作为主要的承重部件来承担残骨传来的人体重量,可以有效减轻应力屏蔽情况,更为贴近正常人体骨骼的力学传递机制。为了更好地使得中心平台7与残骨2端面贴合处能够均衡受力且符合人体力学传递性能,具体地,中心平台7与残骨2端面的贴合处可以进一步涂覆类骨材料进行过渡。具体的一种实施例中,环形包围壁6和中心平台7的材料可以选择为钛合金,类骨材料可以选择为羟基磷灰石涂层。

[0050] 进一步优选的实施例中,环形包围壁6的内表面上还可以形成有凸起14,通过凸起14的设置实现凸起14与残骨2末端外侧之间的抵触,有效实现在锁紧残骨2末端的前提下降低整个环形包围壁6与残骨2的外侧面(即骨的外表面)之间的接触面积,降低对骨膜的破坏,最大程度保留骨皮质的血运,避免压迫面积过大导致残骨2末端坏死。同时,这里的凸起14的数量可以为多个(例如,可以为六个,当然,本发明并不局限于此),且凸出长度可以不同,以根据真实的骨形状进行对应调整。例如,一种具体的实施例中,凸起14的形状可以进一步设置为手指状,如图4所示。当然,这里的整个环形包围壁6或是至少凸起14为弹性材

质,以使得能够在一定范围内调整由于骨的不规则表面导致的压紧力的差异。同时,基于环形包围壁6对中心平台7的配合,通过环形包围壁6的紧固包裹,能够更好地防止日常使用过程中断骨处出现弯折容易发生损伤的问题。

[0051] 这里的中心平台7与环形包围壁6之间的连接可以进一步为通过柔性铰链13进行铰接连接,以使得环形包围壁6能够基于张紧度调节件9通过至少局部的针对性收缩或舒张而实现对残骨2末端的有效紧密围合。进一步优选地,环形包围壁6的下端的内侧面形成为倾斜面,以更好地实现其端部与张紧度调节件9的接触性配合,避免环形包围壁6与高度调节件8之间的间隙较小导致张紧度调节件9无法插入,从而使得张紧度调节件9无法对环形包围壁6的底端进行更好的抵触。同时,柔性铰链13在环形包围壁6上沿周向方向等间距排布,且环形包围壁6可以为由多个弧柱12组成,且多个弧柱12之间通过连接件连接,当连接件与柔性铰链13在同一高度时,则多个连接件所在平面的直径在调节过程中保持不变,只需要使得连接件贯穿弧柱12设置,以使得弧柱12能够相对连接件转动并实现端部的收缩或舒张,进而实现整个环形包围壁6对残骨2的包裹的直径调节即可。例如,在本发明的一种具体的实施例中,这里的柔性铰链13的数量可以具体为六个,当然,本发明并不局限于此。

[0052] 进一步地,这里的环形包围壁6与张紧度调节件9的调节设置具体为,通过张紧度调节件9的上移或下降,基于张紧度调节件9的斜面的设置,环形包围壁6的底端沿斜面移动,进而使得环形包围壁6的底端直径变化,并出现倾斜,基于柔性铰链13,从而使得环形包围壁6另一端实现直径增大或缩小的围合,从而完成对包裹状态的收紧或松弛的调节。

[0053] 对于张紧度调节件9的调节机制具体如图6-图8所示。其中,图中曲线A表示环形包围壁6的内侧,曲线B表示张紧度调节件9的外侧面,G点近似表示柔性铰链13处的旋转中心。以G点为圆心建立平面直角坐标系,则曲线A和曲线B的曲线方程可分别表示为:

$$[0054] \quad y_A = k(x-a)^2 + b$$

$$[0055] \quad y_B = kx^2 + c$$

[0056] 将收缩紧固锁扣向上拧动时,c值增大,曲线B沿Y轴正向平移,拧到一定程度曲线B与曲线A接触,继而曲线A以G点为旋转中心旋转角度 α ,因此包骨紧固件上段同时以G点为旋转中心向内旋转角度 α ,以达到收缩紧固的目的。

[0057] 需要指出的是,这里作为力矩调节机构的高度调节件8和张紧度调节件9的材料均可以选择为钛合金,并且,其上下移动可以通过与经皮连接杆5的配合实现,例如,基于经皮连接杆5的相对固定设置,这里可以使得经皮连接杆5与力矩调节机构之间通过内外螺纹配合连接的方式实现旋转调高,当然,其他合适的方式在此也可以使用。

[0058] 四、体外假肢4,连接于经皮连接杆5上,用于代替缺失的肢体部分。其材料可以进一步选择为不锈钢。

[0059] 上述设置方式基于螺纹15或销钉16使残骨2与髓内植入体1结合界面主要承受下部假肢结构带来的重力,不承担上部人体重量传来的力。髓内植入体1仅在中部一部分与骨腔3结合,上下两段为平滑表面,可有效防止残骨2与髓内植入体1之间约束过多发生应力屏蔽导致植入体失效。经皮连接杆5与髓内植入体1通过螺纹15连接或作为一体式植入杆,髓内植入体1植入骨腔3后,中心平台7通过中心通孔10使得经皮连接杆5穿过,高度调节件8通过内外螺纹连接在经皮连接杆5上,通过调整高度调节件8的高度及球弧面与球窝11相对位置可使中心平台7与断骨末端横截面紧密贴合。张紧度调节件9通过内外螺纹的连接方式与

高度调节件8连接,通过调节张紧度调节件9的高度改变柔性铰链13的弯曲角度,从而实现环形包围壁6包围紧固断骨末端外侧骨。残骨2末端软组织17于经皮连接杆5四周愈合,体外假肢4在体外连接到经皮连接杆5上。当患者站立或行走时,人体的重力通过中心平台7、高度调节件8及经皮连接杆5传到体外假肢4上,能有效改善骨/植入物耦合结构的受力分布情况,减轻应力屏蔽情况,增强结构抗弯折能力,降低植入式骨整合假体失效风险。

[0060] 本发明中,对于植入式假肢的尺寸适配,需要对不同年龄、不同性别、不同截断部位进行统计分析,建立全面的数据库并逐渐完善,据此生产制造不同尺寸的植入式假肢,通过对患者进行详尽的术前评估为患者匹配合适的假肢尺寸。该植入式假肢装置提供了一种植入体内和残骨整合在一起的假体装置和使用方法,采用骨断面承载并优化了骨断口受力情况,能有效改善假肢植入体/骨耦合结构的受力分布情况,有效减轻应力屏蔽情况,增强结构抗弯折能力,降低植入式骨整合假肢失效风险,更贴近正常人体骨骼的力学传递机制,为肢体不全者提供了一种更舒适、更安全的假肢安装方案。

[0061] 虽然,上文中已经用一般性说明及具体实施例对本发明作了详尽的描述,但在本发明基础上,可以对之作一些修改或改进,这对本领域技术人员而言是显而易见的。因此,在不偏离本发明精神的基础上所做的这些修改或改进,均属于本发明要求保护的范畴。

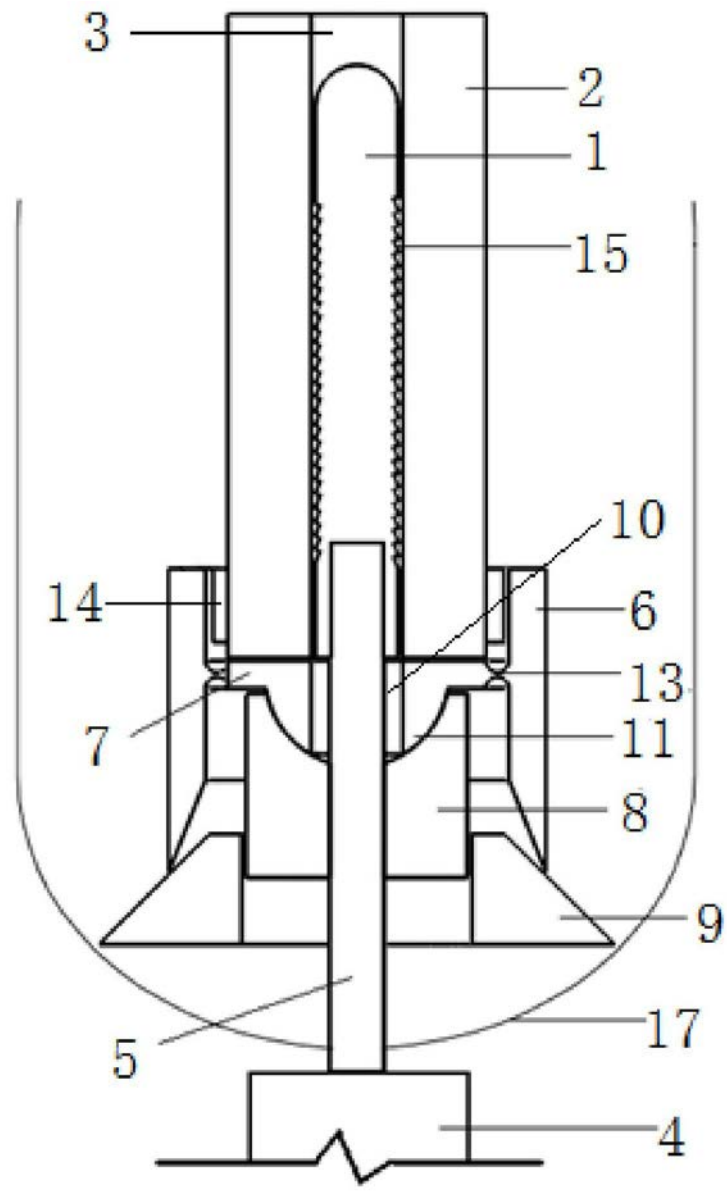


图1

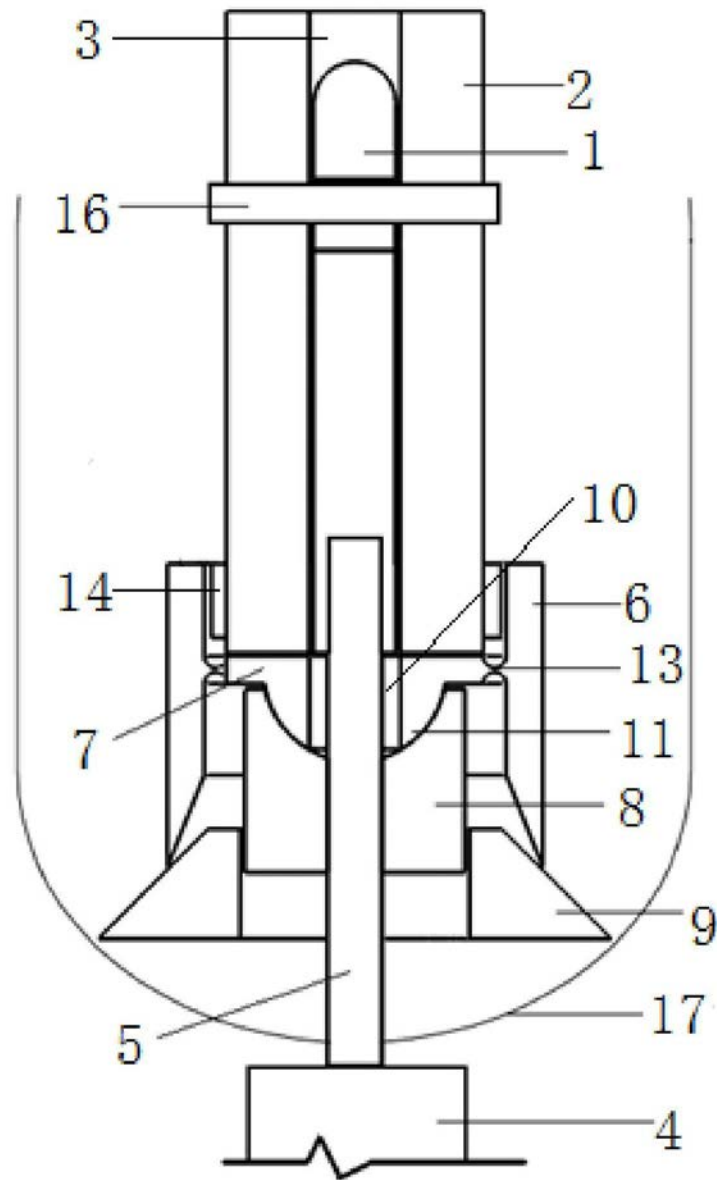


图2

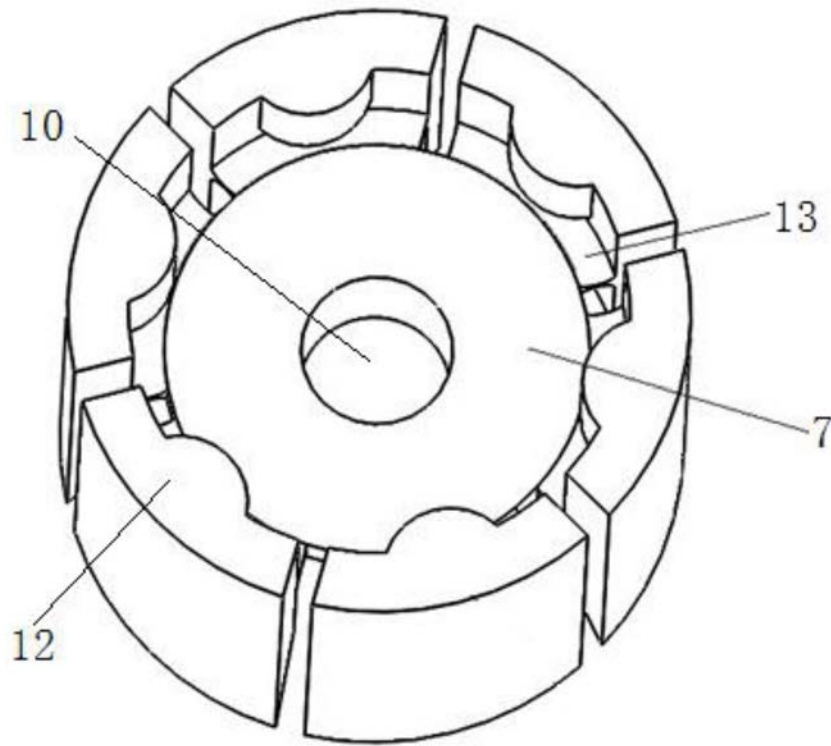


图3

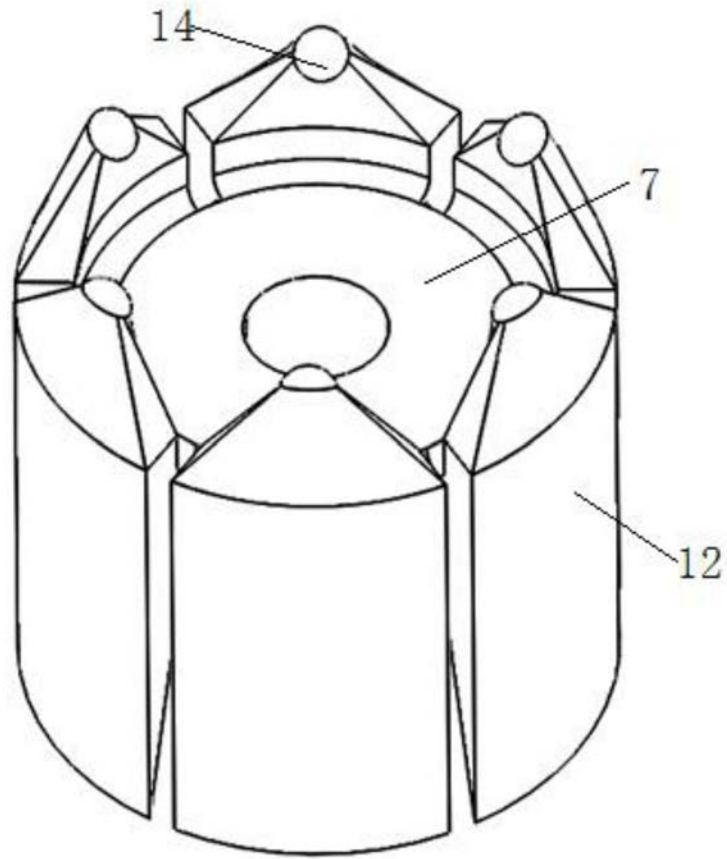


图4

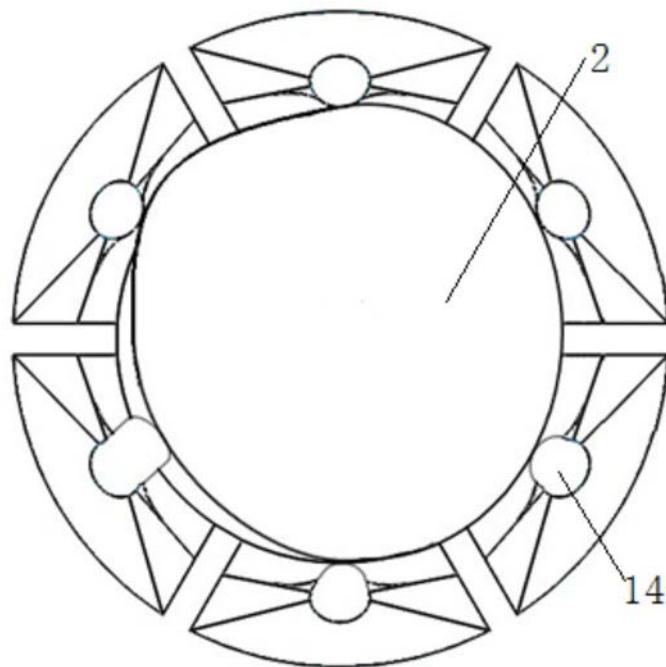


图5

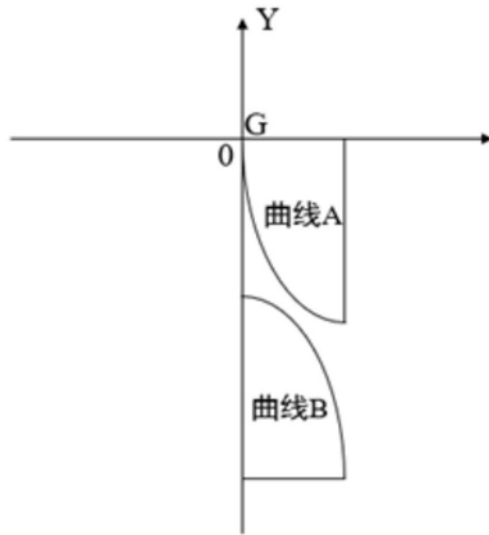


图6

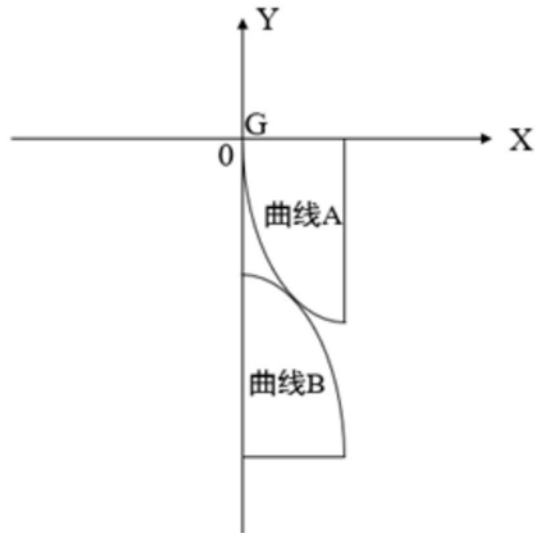


图7

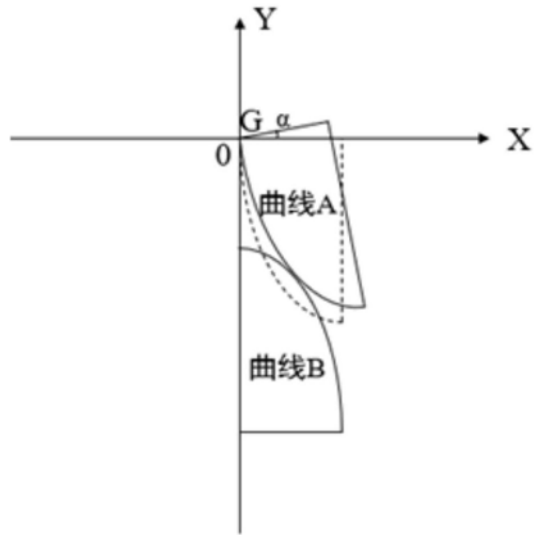


图8