



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110051455 A

(43)申请公布日 2019.07.26

(21)申请号 201910448985.7

(22)申请日 2019.05.27

(71)申请人 重庆凝骄生物科技有限公司

地址 400038 重庆市沙坪坝区张家湾14号
地块楼房一层

(72)发明人 王富友 张玲

(74)专利代理机构 重庆乐泰知识产权代理事务
所(普通合伙) 50221

代理人 谭科学

(51)Int.Cl.

A61F 2/08(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54)发明名称

人工韧带

(57)摘要

本发明涉及一种人工韧带,属于置换假体技术领域,包括韧带本体和骨锚组件,所述骨锚组件包括分别设置在所述韧带本体两端的第一锚钉和第二锚钉,以及设置在第一锚钉与韧带本体之间的长度调节机构,所述第一锚钉通过所述的长度调节机构与韧带本体可转动连接,所述第一锚钉、第二锚钉上均设置有用于与骨道连接的连接螺纹和用于旋转驱动的驱动凸缘。本发明通过骨锚组件使韧带本体可在关节腔内进行固定,只需在关节骨两端开设一小段孔即可,手术损伤小,康复快,且进行固定时,不会相对于关节骨旋转,长度也不会缩短;同时,通过长度调节机构可对韧带本体的长度进行调节,以使其达到最合佳的状态,从功能上代替自然韧带。



1. 人工韧带, 包括韧带本体, 其特征在于: 还包括骨锚组件, 所述骨锚组件包括分别设置在所述韧带本体两端的第一锚钉和第二锚钉, 以及设置在第一锚钉与韧带本体之间的长度调节机构, 所述第一锚钉通过所述的长度调节机构与韧带本体可转动连接, 所述第一锚钉、第二锚钉上均设置有用于与骨道连接的连接螺纹和用于旋转驱动的驱动凸缘。

2. 根据权利要求1所述的人工韧带, 其特征在于: 所述长度调节机构包括固定体和旋转体, 所述固定体包括中空管体段和同轴设置在所述中空管体一个端部、且直径大于中空管体段的球体段, 所述中空管体的另一个端部与韧带本体相连接, 所述旋转体为一圆柱体, 圆柱体内设置有一个与固定体外形相适应的嵌合孔, 所述固定体被旋转的固定在所述嵌合孔内, 圆柱体外部设置有外螺纹, 所述第一锚钉内设置有所述外螺纹相旋合的内螺纹。

3. 根据权利要求2所述的人工韧带, 其特征在于: 所述内螺纹为施必牢螺纹。

4. 根据权利要求2所述的人工韧带, 其特征在于: 所述球体段内设置用于与韧带本体进行缠绕固定的连接体。

5. 根据权利要求4所述的人工韧带, 其特征在于: 所述连接体为网状结构的球体或长条体, 所述韧带本体的线束编制固定在球体或长条体的网孔里。

6. 根据权利要求1所述的人工韧带, 其特征在于: 所述驱动凸缘的外形为正多边形。

7. 根据权利要求1-6任一所述的人工韧带, 其特征在于: 所述第一锚钉和第二锚钉的全部或一定厚度的表面为纯钽或钽合金多孔结构。

8. 根据权利要求1-6任一所述的人工韧带, 其特征在于: 所述第一锚钉和第二锚钉的前端均设置有钉入锥尖。

人工韧带

技术领域

[0001] 本发明涉及置换假体技术领域,具体涉及一种骨端结合牢固、长度可调、手术损伤小的人工韧带。

背景技术

[0002] 随着材料科学和生物力学的快速发展,人工韧带的性能越来越接近自然韧带。目前,以LARS 公司为主的人工韧带被广泛应用于受损关节中。

[0003] 人工韧带与宿主骨之间的牢固结合是影响韧带置换效果和使用寿命的关键。现有人工韧带的固定方式主要包括:轴向螺钉挤压式、横向螺钉悬吊式。轴向螺钉挤压式采用金属螺钉在骨道内挤压人工韧带形成固定,该方案减少了韧带与骨隧道的接触面积,且因螺钉对韧带的挤压导致韧带内部空间减少,影响自体组织长入,远期骨隧道内螺钉容易发生松动,最终导致人工韧带的失效;横向螺钉穿孔式采用横向螺钉进行固定,可以增大韧带与骨隧道的接触面积,利于骨细胞的生长,但其需要横向开孔,增加了损伤。

[0004] 同时,上述两种方式均需在关节骨开设穿透性孔,对关节损伤大,不利于患者恢复;另外,在固定前、固定后的长度无法精细调节,很难达到理想的长度,影响韧带的实际功能,甚至导致功能丧失。

[0005] 针对上述问题,有必要对现有的人工韧带的结构进行改进,优化其固定方式,可进行精细调节。临床证实钽是一种生物相容性比较理想的骨科植入物,尤其是多孔钽具有满足界面骨长入的多孔结构和弹性模量接近宿主骨的良好力学性能,因此多孔钽近年来在骨缺损修复及关节置换领域应用越来越广泛。本发明将多孔钽引入韧带骨端结合部,利用其骨长入特性加强骨端结合强度,利用其力学特性降低目前固定方式的应力遮挡,同时解决韧带本体与多孔钽的牢固结合及韧带本体长度的可调节特性,该发明对于提高人工韧带的成功率、保持人工韧带的长期有效性具有重要意义。

发明内容

[0006] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种人工韧带,以解决现有固定方式存在的创口大、长短不能精确调节及骨端固定不牢固持久的问题。

[0007] 本发明通过以下技术方案实现:

[0008] 人工韧带,包括韧带本体,还包括骨锚组件,所述骨锚组件包括分别设置在所述韧带本体两端的第一锚钉和第二锚钉,以及设置在第一锚钉与韧带本体之间的长度调节机构,所述第一锚钉通过所述的长度调节机构与韧带本体可转动连接,所述第一锚钉、第二锚钉上均设置有用于与骨道连接的连接螺纹和用于旋转驱动的驱动凸缘。

[0009] 进一步,所述长度调节机构包括固定体和旋转体,所述固定体包括中空管体段和同轴设置在所述中空管体一个端部、且直径大于中空管体段的球体段,所述中空管体的另一个端部与韧带本体相连接,所述旋转体为一圆柱体,圆柱体内设置有一个与固定体外形相适应的嵌合孔,所述固定体被旋转的固定在所述嵌合孔内,圆柱体外部设置有外螺纹,所

述第一锚钉内设置有所述外螺纹相旋合的内螺纹。

[0010] 进一步,所述内螺纹为施必牢螺纹。

[0011] 进一步,所述球体段内设置用于与韧带本体进行缠绕固定的连接体。

[0012] 进一步,所述连接体为网状结构的球体或长条体,所述韧带本体的线束编制固定在球体或长条体的网孔里。

[0013] 进一步,所述驱动凸缘的外形为正多边形。

[0014] 进一步,所述第一锚钉和第二锚钉的全部或一定厚度的表面为纯钽或钽合金多孔结构。

[0015] 进一步,所述第一锚钉和第二锚钉的前端均设置有钉入锥尖。

[0016] 本发明的有益效果在于:

[0017] 本发明通过骨锚组件使韧带本体可在关节腔内进行固定,只需在关节骨两端开设一小段孔即可,关节损伤小,康复快,避免开设穿透性孔对关节骨的损伤,且进行固定时,不会相对于关节骨旋转,长度也不会缩短;同时,通过长度调节机构可对韧带本体的长度进行调节,以达到最合适的状态,从功能上代替自然韧带。

[0018] 本发明将多孔钽引入韧带骨端结合部,利用其骨长入特性加强骨端结合强度,利用其力学特性降低目前国定方式的应力遮挡,同时解决韧带本体与多孔钽的牢固结合及韧带本体长度的可调节特性,该发明对于提高人工韧带的成功率、保持人工韧带的长期有效性具有重要意义。

附图说明

[0019] 图1为本发明的结构示意图;

[0020] 图2为长度调节机构的结构示意图;

[0021] 图3为图2的右视图;

[0022] 图4为第一锚钉的结构示意图;

[0023] 图5为图4的右视图;

[0024] 图6为固定体的结构示意图;

[0025] 图7为旋转体的结构示意图;

[0026] 图8为连接体的结构示意图。

[0027] 附图标记说明:

[0028] 1—韧带本体;2—骨锚组件;3—长度调节机构;4—连接螺纹;5—驱动凸缘;6—固定体;61—中空管体段;62—球体段;7—旋转体;71—嵌合孔;72—外螺纹;8—内螺纹;9—连接体;10—钉入锥尖;11—旋转运动副;12—第一锚钉;13—第二锚钉。

具体实施方式

[0029] 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案进行清楚、完整地描述,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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。

[0030] 因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护

的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作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。

[0031] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0032] 在本发明的上述描述中,需要说明的是,术语“一侧”、“另一侧”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,或者是该发明产品使用时惯常摆放的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。此外,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0033] 此外,术语“相同”等术语并不表示要求部件绝对相同,而是可以存在微小的差异。术语“垂直”仅仅是指部件之间的位置关系相对“平行”而言更加垂直,并不是表示该结构一定要完全垂直,而是可以稍微倾斜。

[0034] 如图1至图8所示,本实施例的人工韧带,包括韧带本体1和骨锚组件2,本实施例对韧带本体的结构和成分不做特殊改动和要求,可以是现有临床应用的LARS韧带,可以是仿生生物材料替代物,也可以是未来组织工程韧带等等。本实施例的骨锚组件包括第一锚钉12、第二锚钉13和长度调节机构3,第一锚钉和第二锚钉分别设置在韧带本体两端,且第一锚钉、第二锚钉上均设置有用于与骨道连接的连接螺纹4和用于旋转驱动的驱动凸缘5,通过驱动凸缘驱动第一锚钉或第二锚钉旋转固定在骨道上,长度调节机构设置在第一锚钉与韧带本体之间,第一锚钉通过长度调节机构与韧带本体可转动连接,从而在旋转固定时,不会使韧带本体旋转缠绕,缩短实际长度和影响其性能。

[0035] 本实施例的长度调节机构包括固定体6和旋转体7,固定体包括中空管体段61和球体段62,球体段同轴设置在中空管体的一个端部上,且直径大于中空管体段,即至少部份的球体表面凸出于管体表面;旋转体为一圆柱体,圆柱体内设置有一个与固定体外形相适应的嵌合孔71,固定体被旋转的固定在嵌合孔内,由于球体表面凸出于管体表面,使得旋转体与固定体之间建立了一个不会脱离的旋转运动副11,旋转体旋转时,并不带动固定体旋转,且中空管体的另一个端部与韧带本体相连接,因此,旋转体旋转时,韧带本体也不会旋转;同时,圆柱体外部设置有外螺纹72,第一锚钉内设置有所述外螺纹相旋合的内螺纹8,通过内螺纹与外螺纹的旋合,调节旋转体旋入第一锚钉内的长度,从而调节韧带本体的长度,实现对韧带本体有效长度的精确调节。

[0036] 使用时,在关节镜的引导下,先在关节腔内损伤韧带两端对应的关节骨上各开设锚钉底孔,后将第一锚钉、第二锚钉分别旋合固定两个锚钉底孔内,再将旋转体旋入第一锚钉的内螺纹上,并调节至合适的长度,即完成韧带置换。

[0037] 本实施例的锚钉底孔长度与锚钉长度相适应即可,不必开设穿透性孔,对关节损伤小,康复快,且由于特殊的球状运动副,韧带本体不会相对于关节骨旋转,长度不会变化;同时,通过长度调节机构可对韧带本体的长度的精确调节,可使人工韧带达到最合佳的状态,从功能上真正代替自然韧带。

[0038] 在实际使用中,也可以在韧带本体两端均设置长度调节机构,以获得更大的调节空间。

[0039] 本实施例中,内螺纹为施必牢螺纹。施必牢螺纹的牙底处有一个30度的楔形斜面,拧紧时,旋转体的牙尖就紧紧地顶在施必牢螺纹的楔形斜面上,从而产生了很大的锁紧力。可有效防止松动或脱落。

[0040] 本实施例中,球体段内设置连接体9,连接体可以是球形、长方形、正方形等形状的网状结构,韧带本体的线束编制固定在连接体的网孔里。本实施例优选为球体,方便与外部球体段形成配合,更易于防止脱离,

[0041] 在制作时,先将韧带本体编制在连接体上,使其直径大于管体直径,后再进行球体段与管体的连接。这样,韧带本体通过连接体可牢固地连接在固定体上。

[0042] 本实施例中,驱动凸缘的外形并不限定,可以是周向具有齿的圆形,也可以正多边形,本实施例为正六边形。

[0043] 本实施例中,第一锚钉和第二锚钉的全部或一定厚度的表面为纯钽,更优的,为钽合金多孔结构。临床证实钽是一种生物相容性比较理想的骨科植入物,尤其是多孔钽具有满足界面骨长入的多孔结构和弹性模量接近宿主骨的良好力学性能,因此多孔钽近年来在骨缺损修复及关节置换领域应用越来越广泛。

[0044] 本实施例将多孔钽引入韧带骨端结合部,多孔钽有利于骨长入,近似天然骨结合,利于提高结合强度。

[0045] 本实施例中,第一锚钉和第二锚钉的前端均设置有钉入锥尖10。在钉入锥尖的引导下,可快速将锚钉拧入,利于提高手术效率。

[0046] 最后说明的是,以上实施例仅用以说明本发明的技术方案而非限制,尽管参照较佳实施例对本发明进行了详细说明,本领域的普通技术人员应当理解,可以对本发明的技术方案进行修改或者等同替换,而不脱离本发明技术方案的宗旨和范围,其均应涵盖在本发明的权利要求范围当中。

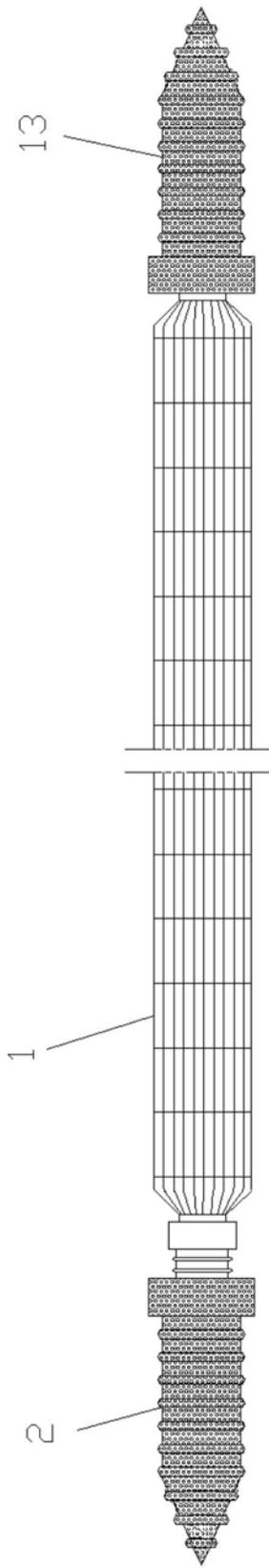


图1

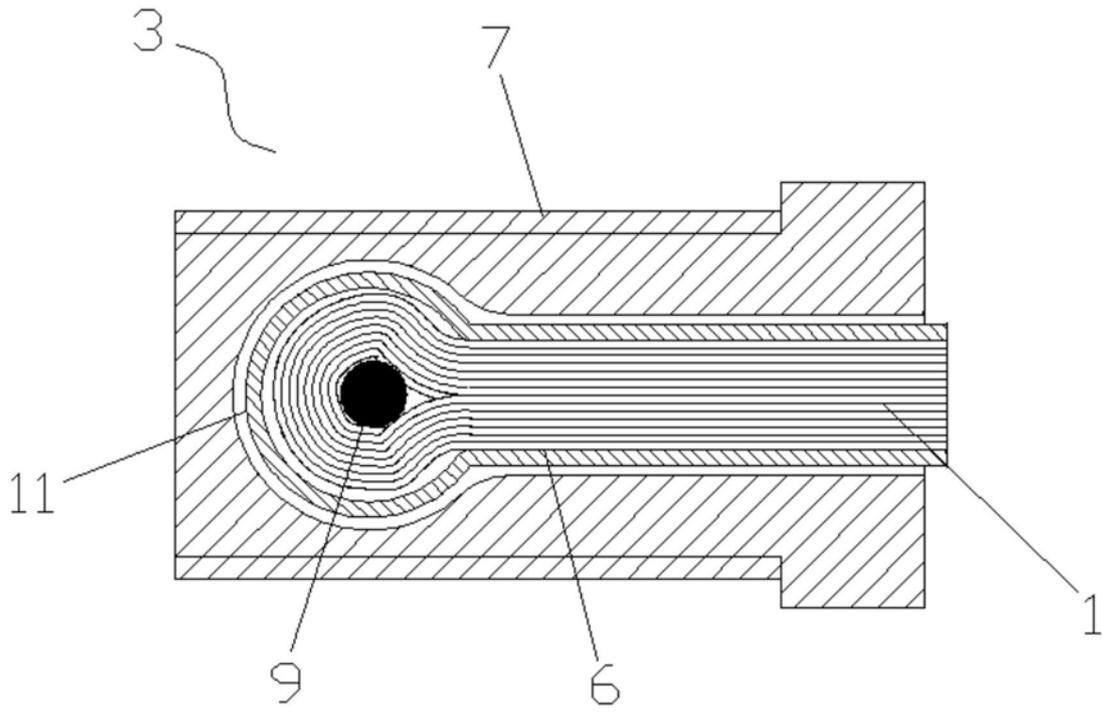


图2

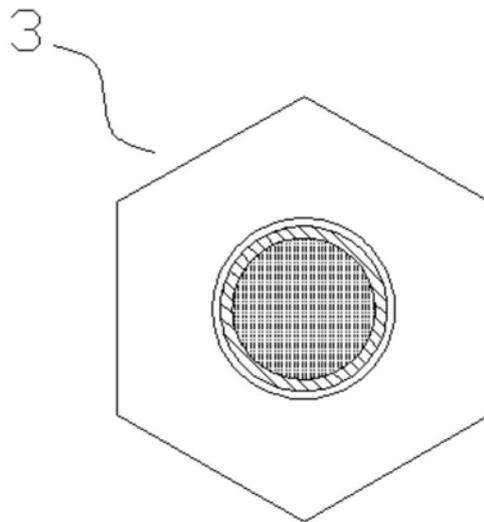


图3

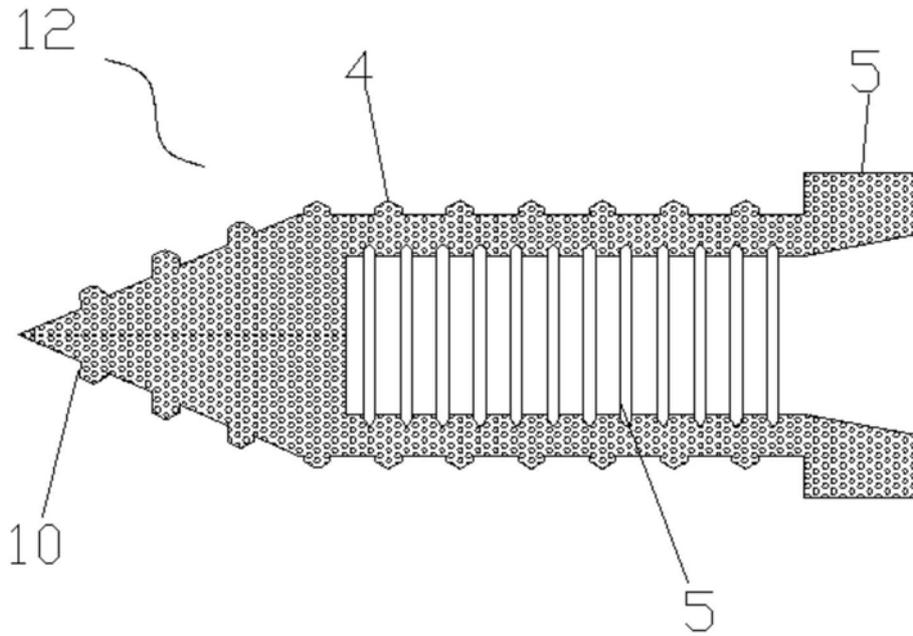


图4

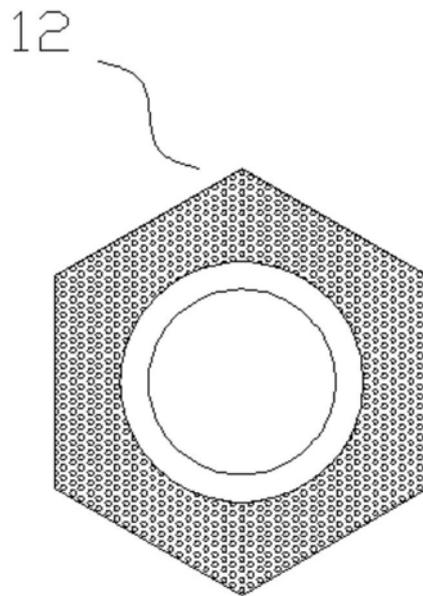


图5

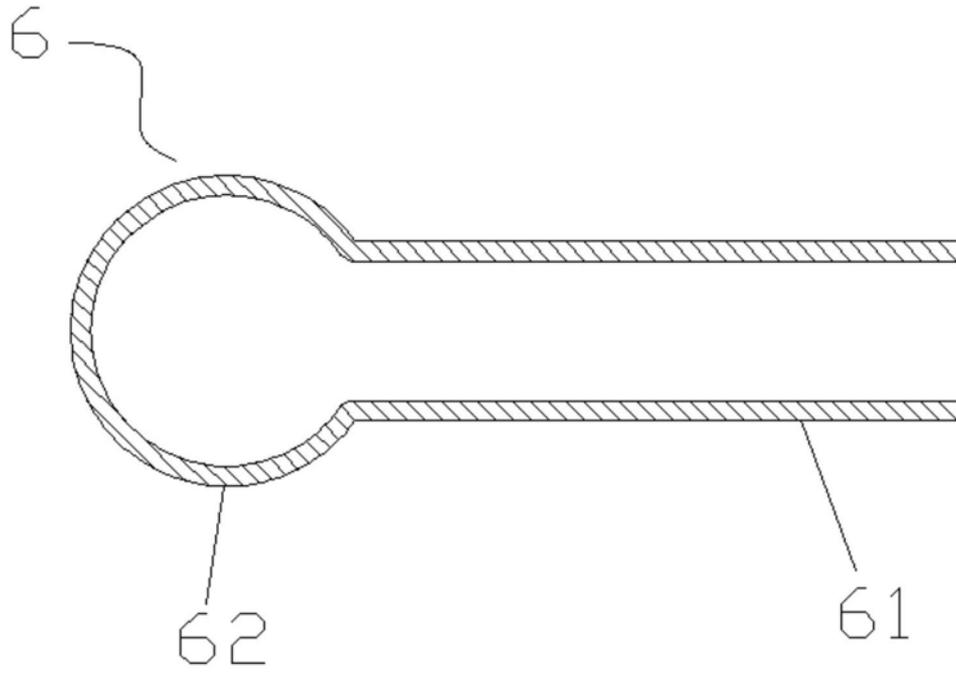


图6

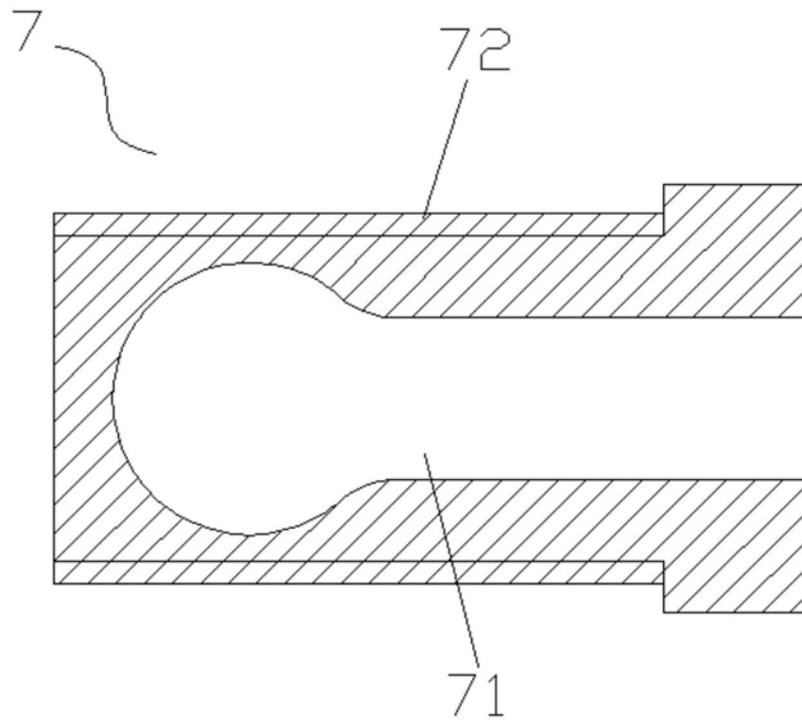


图7

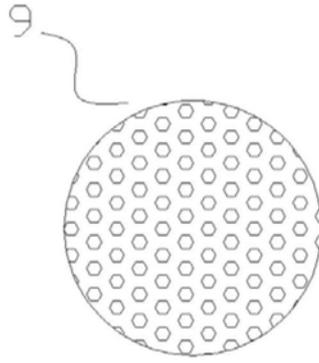


图8