



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110115609 A

(43)申请公布日 2019.08.13

(21)申请号 201910448146.5

(22)申请日 2019.05.27

(66)本国优先权数据

201920186618.X 2019.02.02 CN

(71)申请人 张嘉

地址 100086 北京市海淀区双榆树青云北
区7-53号

申请人 宋瑾兰 程宇镡

(72)发明人 张嘉 宋瑾兰 程宇镡

(74)专利代理机构 北京五洲洋和知识产权代理
事务所(普通合伙) 11387

代理人 刘春成

(51)Int.Cl.

A61B 17/14(2006.01)

A61B 17/22(2006.01)

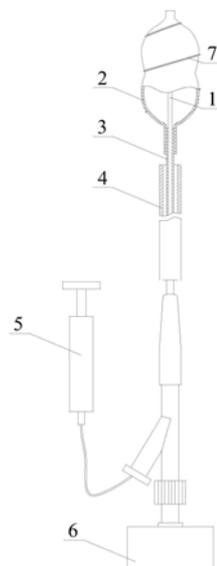
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备

(57)摘要

本发明属于医疗器械技术领域,具体而言,本发明涉及一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备,带锯齿线缆的骨科球囊包括球囊基体和锯齿线缆;所述球囊基体上安装有所述锯齿线缆。带锯齿线缆的骨科球囊设备包括外管、输送管和上述的带锯齿线缆的骨科球囊;所述外管为空心管状;所述输送管与所述外管相匹配,所述输送管的轴线方向设有中心孔;所述球囊基体安装在所述输送管上,并与所述输送管的中心孔相通,所述球囊基体上安装有所述锯齿线缆。本发明的球囊可以清理骨内陈旧硬化骨组织及瘢痕肉芽组织,为骨内骨水泥的充填、啮合以及新生骨组织的生长提供良好基础。



1. 一种带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于,包括:
球囊基体和锯齿线缆;
所述球囊基体上安装有所述锯齿线缆。
2. 根据权利要求1所述的带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于:
所述锯齿线缆包括多个分段,多个所述分段之间设有间隔。
3. 根据权利要求2所述的带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于:
每个所述分段包括埋设部和切割部,所述埋设部安装在所述球囊基体内,所述切割部与
所述埋设部相连,位于所述球囊基体的外侧。
4. 根据权利要求3所述的带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于:
所述切割部的截面呈梯形或三角形设置,所述切割部上设有多个锯齿。
5. 根据权利要求1所述的带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于:
所述球囊基体膨胀后呈哑铃型、椭球型、葫芦型或类圆柱型的任意一种。
6. 根据权利要求1至5任意一项所述的带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于:
所述锯齿线缆为一条,一条所述锯齿线缆螺旋缠绕在所述球囊基体上。
7. 根据权利要求1至5任意一项所述的带锯齿线缆的骨科球囊,其特征在于:
所述锯齿线缆为多条,多条所述锯齿线缆缠绕在所述球囊基体上。
8. 一种带锯齿线缆的骨科球囊设备,其特征在于,包括:
外管、输送管和权利要求1-7任意一项所述的带锯齿线缆的骨科球囊;
所述外管为空心管状;所述输送管与所述外管相匹配,所述输送管的轴线方向设有中
心孔;所述球囊基体安装在所述输送管上,并与所述输送管的中心孔相通,所述球囊基体上
安装有所述锯齿线缆。
9. 根据权利要求8所述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,其特征在于,还包括:
驱动端,所述驱动端与所述输送管相连,所述驱动端用于通过人力或电力为所述输送
管提供动力;所述驱动端的动力源为超声波发生器、电机、人力中的任意一种或其组合。
10. 根据权利要求8所述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,其特征在于:
所述外管上设有固定部和显示部,所述固定部用于固定所述外管,所述显示部用于显
示所述外管插入骨折端的位置。

一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备

技术领域

[0001] 本发明属于医疗器械技术领域,具体而言,本发明涉及一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备。

背景技术

[0002] 骨折根据骨折线的形态分为:裂缝骨折、骨膜下骨折、青枝骨折、撕裂骨折、横形骨折、斜形骨折、螺旋形骨折、粉碎性骨折(骨折片碎成三块以上者,称粉碎性骨折)、嵌插骨折、凹陷性骨折、压缩性骨折。

[0003] 压缩性骨折属于骨折的一种。而在压缩性骨折中,脊柱椎体压缩性骨折是人体最常见的骨折,尤其多见于合并骨质疏松症的老年人群。2017年国内流行病学研究显示,北京绝经后女性椎体压缩骨折的患病率随年龄增加,50-59岁患病率为13.4%,80岁以上高达58.1%。

[0004] 我国2015年50岁以上人群,新发椎体压缩骨折例数为127万例;预计到2020年,将达到149万例;到2050年,则可高达300万例。对于保守治疗不满意的椎体压缩骨折,微创的椎体强化手术,尤其是应用球囊进行椎体后凸成形术是最常用的有效治疗方法。

[0005] 发生压缩性骨折时,骨折时间在2-3周以上的亚新鲜或陈旧骨折的骨内常出现骨折端的硬化,瘢痕肉芽组织充填,进而出现延迟愈合甚至不愈合。对于骨折延迟愈合或不愈合,最重要的治疗方法是去除骨折端的硬化瘢痕和不新鲜组织,即骨折端的新鲜化,然后新生骨组织才有条件和空间得到良好生长。

[0006] 临床上进行球囊后凸成形术时,由于是微创经皮手术,无法直接暴露骨折端,并且现有球囊均是光滑表面,不能直接去除硬化瘢痕组织;特制的刮匙等器械作用范围很小,扭转力不足,且有器械断裂等风险,临床应用很少且风险不可控。

[0007] 因此,对于非常常见的椎体压缩骨折愈合延迟或不愈合,目前缺乏有效的手段进行骨折端新鲜化,以达到良好的治疗效果,而骨水泥的灌注,也不能完全为骨组织再生提供依靠。因而,在椎骨、股骨、胫骨、肱骨等可采用骨科球囊进行介入治疗的骨体发生骨折时,需要对陈旧组织“清创”,才能为椎体的骨修复提供基础并开辟道路。

发明内容

[0008] 针对骨内无法“清创”的问题,本发明提供了一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备,能够解决现有技术中无法进行骨折端新鲜化的技术问题。

[0009] 为了解决上述问题,本发明提供了一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备,其技术方案如下:

[0010] 一种带锯齿线缆的骨科球囊,其包括:球囊基体和锯齿线缆;所述球囊基体上安装有锯齿线缆。

[0011] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊,进一步优选为:所述锯齿线缆包括多个分段,多个所述分段之间设有间隔。

[0012] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊,进一步优选为:每个所述分段包括埋设部和切割部,所述埋设部安装在所述球囊基体内,所述切割部与所述埋设部相连,位于所述球囊基体的外侧。

[0013] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊,进一步优选为:所述切割部的截面呈梯形或三角形设置,所述切割部上设有多个锯齿。

[0014] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊,进一步优选为:所述球囊基体膨胀后呈哑铃型、椭球型、葫芦型或类圆柱型的任意一种。

[0015] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊,进一步优选为:所述锯齿线缆为一条,一条所述锯齿线缆螺旋缠绕在所述球囊基体上。

[0016] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊,进一步优选为:所述锯齿线缆为多条,多条所述锯齿线缆缠绕在所述球囊基体上。

[0017] 一种带锯齿线缆的骨科球囊设备,其包括外管、输送管和如上任一所述的带锯齿线缆的骨科球囊;所述外管为空心管状,所述外管插入并固定在骨折端;所述输送管与所述外管通过过渡配合、间隙配合、螺纹连接、导轨连接的任意一种相配合,所述输送管的轴线方向设有中心孔,所述中心孔的轴线与所述输送管的轴线重合;所述球囊基体通过粘接、熔接、卡接的任意一种方式安装在所述输送管上,并与所述输送管的中心孔相通,用于在骨内膨出空腔,所述锯齿线缆安装在所述球囊基体上,并与所述球囊基体固定连接。

[0018] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,进一步优选为:还包括驱动端,所述驱动端与所述输送管相连,所述驱动端通过人力或电力为所述输送管提供动力,用于驱动所述输送管转动和/或轴向窜动和/或径向振动。

[0019] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,进一步优选为:所述驱动端的动力源为超声波发生器、电机、人力中的任意一种或其组合。

[0020] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,进一步优选为:所述输送管的尾端设有配合部,所述配合部通过齿轮连接、螺纹连接、过盈配合中的任意一种与所述驱动端活动连接或固定连接。

[0021] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,进一步优选为:所述配合部设有阀门,所述阀门用于控制所述球囊基体内液体的流通。

[0022] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,进一步优选为:所述外管上设有固定部和显示部,所述固定部设有螺纹和/或卡槽,与骨体固定连接,固定所述外管的安装位置;所述显示部设有显影材料镀层,所述显影材料为金、钨、铂铱合金的任意一种,所述显示部用于显示所述外管插入骨折端的位置。

[0023] 如上述的带锯齿线缆的骨科球囊设备,进一步优选为:还包括导正丝,所述导正丝穿插在所述输送管内,与所述输送管间隙配合或过渡配合,用于导正所述球囊基体和所述锯齿线缆的摆放位置。

[0024] 分析可知,与现有技术相比,本发明的优点和有益效果在于:

[0025] 本发明的外管插入并固定在骨折端,提供输送管、球囊基体、锯齿线缆进入骨折端的通道;球囊基体两端固结在输送管的头部,锯齿线缆安装在球囊基体上;输送管在外力作用下发生运动,从而带动球囊基体和锯齿线缆与空腔发生相对滑动,使得锯齿线缆与空腔发生摩擦,从而磨削和/或切割空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织,实现骨折端的新鲜化。输

送管在外力作用下可以发生转动、轴向窜动、径向振动、轴向振动,锯齿线缆能够切割、刮蹭空腔的表面,从而清除空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织,实现骨折端的新鲜化,为骨水泥的注射、新生骨组织的良好生长提供条件和空间。

附图说明

[0026] 图1为本发明的带锯齿线缆的骨科球囊设备的连接结构示意图。

[0027] 图2为本发明的导正丝与输送管的配合示意图。

[0028] 图3为本发明的锯齿线缆安装示意图一。

[0029] 图4为图3的剖视图。

[0030] 图5为图4中A的局部放大图。

[0031] 图6为本发明的锯齿线缆的一个分段的展开示意图。

[0032] 图7为本发明的驱动端的动力源为电机时的连接示意图。

[0033] 图8为本发明的驱动端的动力源为人力时的连接示意图。

[0034] 图9为本发明的外管的结构示意图。

[0035] 图10为本发明的锯齿线缆安装示意图二。

[0036] 图11为本发明的锯齿线缆安装示意图三。

[0037] 图12为本发明的锯齿线缆安装示意图四。

[0038] 图13为本发明的锯齿线缆安装示意图五。

[0039] 图中:1-导正丝;2-球囊基体;3-输送管;31-液体流通孔;32-配合孔;4-外管;41-固定部;42-显示部;5-注射装置;6-驱动端;61-电机;62-联轴器;7-锯齿线缆;71-切割部;711-锯齿;72-埋设部。

具体实施方式

[0040] 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,所描述的实施例仅仅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。

[0041] 在本发明的描述中,术语“纵向”、“横向”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”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,仅是为了便于描述本发明而不是要求本发明必须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。

[0042] 本发明中使用的术语“相连”、“连接”应做广义理解,例如,可以是固定连接,也可以是可拆卸连接;可以是直接相连,也可以通过中间部件间接相连,对于本领域的普通技术人员而言,可以根据具体情况理解上述术语的具体含义。

[0043] 请参照图1至图13,其中,图1为本发明的带锯齿线缆的骨科球囊设备的连接结构示意图(锯齿未示出);图2为本发明的导正丝与输送管的配合示意图;图3为本发明的锯齿线缆安装示意图一(锯齿未示出);图4为图3的剖视图;图5为图4中A的局部放大图;图6为本发明的锯齿线缆的一个分段的展开示意图;图7为本发明的驱动端的动力源为电机时的连接示意图;图8为本发明的驱动端的动力源为人力时的连接示意图;图9为本发明的外管的

结构示意图;图10为本发明的锯齿线缆安装示意图二(锯齿未示出);图11为本发明的锯齿线缆安装示意图三(锯齿未示出);图12为本发明的锯齿线缆安装示意图四(锯齿未示出);图13为本发明的锯齿线缆安装示意图五(锯齿未示出)。

[0044] 如图1所示,本发明提供了一种带锯齿线缆的骨科球囊设备,用于治疗骨体压缩性骨折,主要包括外管4、输送管3、球囊基体2和锯齿线缆7;外管4为空心管状,外管4插入并固定在骨折端;输送管3与外管4通过过渡配合、间隙配合、螺纹连接、导轨连接的任意一种相配合,而使得输送管3插通外管4,实现输送管3与外管4的活动连接,输送管3的轴线方向设有中心孔,中心孔的轴线与输送管3的轴线重合;球囊基体2通过粘接、熔接、卡接的任意一种方式安装在输送管3上,并与输送管3的中心孔相通,用于在骨内膨出空腔,锯齿线缆7安装在球囊基体2上,并与球囊基体2固定连接。

[0045] 具体而言,本发明的外管4插入并固定在骨折端,提供输送管3、球囊基体2进入骨折端的通道;球囊基体2固结在输送管3的头部位置(球囊基体2两端均固结在输送管3上,球囊基体2的一端距离输送管3的端部1-5毫米,便于球囊基体2向骨内输送,球囊基体2在输送管3上发生径向收缩和扩张,在扩张时,球囊基体2的轴线与输送管3的轴线重合),球囊基体2并与输送管3的中心孔相通,输送管3尾部连接注射装置5,注射装置5向输送管3注射液体,从而使得球囊基体2膨胀而在骨体内膨出空腔,液体选用诸如显影剂等溶液以能显示球囊的膨胀状态为准;锯齿线缆7安装在球囊基体2上,并高出球囊基体2的外表面;输送管3与外管4滑动连接,采用过渡配合或间隙配合实现配合,输送管3在外力作用下发生运动,从而带动球囊基体2、锯齿线缆7与空腔发生相对滑动,锯齿线缆7与空腔发生摩擦,从而磨削和/或切割空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织,实现骨折端的新鲜化。具体的,输送管3在外力作用下可以发生转动(沿自身轴线转动)、轴向窜动、径向振动、轴向振动。在输送管3转动时,球囊基体2沿输送管3的轴线发生转动,锯齿线缆7切割、刮蹭空腔的表面,能够清除空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织;在输送管3轴向窜动时,球囊基体2沿输送管3轴线方向往复运动,锯齿线缆7切割、刮蹭空腔的表面,能够清除空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织;输送管3在外力作用下发生径向振动和/或轴向振动时,能够带动球囊基体2发生共振,使得锯齿线缆7清除空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织,实现骨折端的新鲜化,为新生骨组织的良好生长提供条件和空间。

[0046] 同时,如图1所示,本发明还提供了一种带锯齿线缆的骨科球囊,包括球囊基体2和锯齿线缆7,球囊基体2上安装有锯齿线缆7,即安装有锯齿线缆7的球囊基体2可装配到现有骨科设备上使用,能够在骨体内膨出空腔并在外力作用下与空腔发生摩擦,从而磨削和/或切割空腔内的硬化瘢痕和不新鲜组织,实现骨折端的新鲜化,为新生骨组织的良好生长提供条件和空间。

[0047] 作为对本发明的改进,如图1至图13所示,本发明还提供了如下改良方案:

[0048] 为了便于输送管3和球囊基体2进出外管4,如图1、图3、图10至图13所示,本发明的锯齿线缆7包括多个分段,多个分段之间设有间隔。本发明的球囊基体2在外管4中穿插时处于收缩状态,以便在外管4中滑动,为了便于球囊基体2的收缩,本发明的锯齿线缆7包括多个分段,多个分段通过间隔隔开,从而能够减小锯齿线缆7对球囊基体2的收缩造成的阻力,便于输送管3和球囊基体2在外管4中的进出。

[0049] 为了便于锯齿线缆7在球囊基体2上稳固安装,防止锯齿线缆7脱离球囊基体2,如

图1至图6所示,本发明的每个分段包括埋设部72和切割部71,埋设部72安装在球囊基体2内,切割部71与埋设部72相连,位于球囊基体2的外侧。进一步的,本发明的埋设部72宽度大于切割部71宽度。具体的,在球囊基体2成型过程中,锯齿线缆7的每个分段安装在球囊基体2的成型模具内,在球囊基体2的热塑成型过程中,锯齿线缆7的每个分段的埋设部72被球囊基体2所包被,而每个分段的切割部71暴露在球囊基体2的外侧,在球囊基体2热塑成型后,球囊基体2与锯齿线缆7成为一体设置,锯齿线缆7作为球囊基体2的骨架而缠绕在球囊基体2的表面,埋设部72的宽度大于切割部71的宽度,从而能够进一步防止锯齿线缆7脱离球囊基体2。

[0050] 为了便于锯齿线缆7切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织,如图1至图6所示,本发明的锯齿线缆7的切割部71的截面呈梯形或三角形设置,切割部71上设有多个锯齿711。进一步的,本发明的切割部71截面呈等腰梯形或等腰三角形,从而便于锯齿线缆7受力均衡。本发明通过设置由埋设部72至切割部71截面逐渐变窄的结构(梯形或三角形结构),能够逐渐增大切割部71与骨体的接触面积,使得锯齿线缆7的端部锐利而由端部至埋设部72逐渐粗壮,既增加了锯齿线缆7的锋利性,又增加了锯齿线缆7的柔韧性,从而便于锯齿线缆7切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织。

[0051] 如图1、图7和图8所示,本发明还包括驱动端6,驱动端6与输送管3相连,驱动端6通过人力或电力为输送管3提供动力,用于驱动输送管3转动和/或轴向窜动和/或径向振动和/或轴向振动。进一步的,驱动端6的动力源为超声波发生器、电机61、人力中的任意一种或其组合,也可采用气缸、液压缸。在实现输送管3与动力源的连接时,输送管3的尾端设有配合部,配合部通过齿轮连接、螺纹连接、过盈配合中的任意一种与驱动端6活动连接或固定连接。具体的,在动力源为人力时,驱动端6为把手,并与输送管3尾端的配合部固定连接(螺纹连接、过盈配合、卡接),把手在人力作用下使得输送管3沿转动和/或窜动,为了便于标识运动的幅度,把手上设有刻度;在动力源为电机61时,电机61可通过齿轮连接实现与输送管3尾端配合部的活动连接,此时电机61的转轴轴线可与输送管3的轴线重合或不重合,电机61也可通过联轴器62、卡接手段实现转轴轴线与输送管3轴线的同轴线连接,电机61作为动力源时,球囊基体2的运动形式为绕输送管3的轴线转动,优选的,电机61选用调速电机,速度可以调节;在动力源为超声波发生器时,超声波发生器与输送管3固定连接,此时连接方式可分为三种,其一为输送管3的轴线方向与超声波发生器的振动方向平行,球囊基体2在超声波发生器的作用下沿输送管3的轴线方向发生高频振动,其二为输送管3的轴线方向与超声波发生器的振动方向垂直,球囊基体2在超声波发生器的作用下沿输送管3的径向发生高频振动,其三为输送管3的轴线方向与超声波发生器的振动方向之间夹角为锐角,球囊基体2在超声波发生器的作用下沿振动方向高频振动;在动力源为气缸或液压缸时,动力源的伸缩方向与输送管3的轴线方向平行,球囊基体2在输送管3的带动下沿输送管3的轴线方向摆动。

[0052] 如图1所示,为了控制球囊基体2内的液体量,保证球囊基体2的膨胀体积,本发明的输送管3的配合部设有阀门,阀门用于控制球囊基体2内液体的流通,在球囊基体2运动时能够保证球囊基体2的体积不变。

[0053] 如图1和图9所示,本发明的外管4上设有固定部41和显示部42,固定部41设有螺纹和/或卡槽,实现与骨体的相对固定连接,固定外管4的安装位置,保证外管4与骨体不发生

位移;显示部42设有显影材料镀层,显影材料为金、钨、铂铱合金的任意一种,显示部42用于显示外管4插入骨折端的位置,为操作提供标示。

[0054] 如图1和图2所示,本发明还包括导正丝1,导正丝1穿插在输送管3内,与输送管3间隙配合或过渡配合,输送管3为双层结构,中心孔被分为配合孔32和液体流通孔31,配合孔32与导正丝1间隙配合或过渡配合,液体流通孔31与球囊基体2相通,用于流通液体。本发明的导正丝1用于导正球囊基体2的摆放位置,保证球囊基体2膨胀初始的位置位于输送管3轴线方向上,减少膨胀后运动时球囊基体2和锯齿线缆7受到的阻力,并在球囊基体2和锯齿线缆7运动时提供一定的支撑力。

[0055] 如图1所示,为了保证球囊基体2在输送管3径向方向均匀膨胀,球囊基体2膨胀后呈哑铃型、椭球型、葫芦型或类圆柱型的任意一种,在膨胀过程中以及膨胀后周向受力均衡。

[0056] 为了便于配合球囊基体2的不同运动形式,便于锯齿线缆7切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织,如图3、图10至图13所示,本发明的锯齿线缆7布线方式分为布置一条锯齿线缆7和布置多条锯齿线缆7,具体的,锯齿线缆7为一条时,一条锯齿线缆7螺旋缠绕在球囊基体2上;锯齿线缆7为多条时,多条锯齿线缆7缠绕在球囊基体2上,包括多条锯齿线缆7螺旋缠绕在球囊基体2上(旋向相同或相反)、多条锯齿线缆7呈环形在球囊基体2上均匀布置。本发明通过设计锯齿线缆7的多种布置形式,能够配合球囊基体2的转动、轴向窜动、径向振动、轴向振动,从而便于锯齿线缆7切割硬化瘢痕和不新鲜组织。

[0057] 如图1至图13所示,下面以治疗脊柱椎体压缩性骨折为例,对本发明的工作过程做详细说明:

[0058] 步骤一:刺穿骨皮质,使外管4进入脊柱椎体骨折端适当位置并固定;

[0059] 步骤二:输送管3带动球囊基体2和锯齿线缆7进入骨折端,插入导正丝1,摆正球囊基体2和锯齿线缆7的位置;

[0060] 步骤三:输送管3与注射装置5相连,注射装置5向球囊基体2内注射液体,球囊基体2充盈液体而膨胀,在脊柱椎体内膨出空腔,达到预定大小后关闭阀门,并将注射装置5拆离输送管3(根据输送管3的实际运动状态也可选择不拆离注射装置5,以注射装置5不影响输送管3的运动为宜);

[0061] 步骤四:连接输送管3的配合部与驱动端6,驱动端6带动球囊基体2运动,此时锯齿线缆7切割去除骨折端的硬化瘢痕和不新鲜组织,实现骨折端的新鲜化;

[0062] 步骤五:连接输送管3和注射装置5,开启阀门,抽出球囊基体2内的液体,球囊基体2收缩(在球囊基体2收缩时,由于锯齿线缆7的硬度大于球囊基体2的硬度,故球囊基体2与锯齿线缆7固结的部分不收缩,球囊基体2沿着锯齿线缆7多个分段之间的间隔发生变形、收缩),将输送管3、球囊基体2和锯齿线缆7由外管4内抽出;

[0063] 步骤六:连接外管4与骨水泥注射器,由外管4向已经实现新鲜化的空腔内注射骨水泥,骨水泥凝固后取出外管4。

[0064] 实施例1

[0065] 如图8和图10所示,锯齿线缆7为一条,在球囊基体2上螺旋缠绕,锯齿线缆7分为三个分段,锯齿线缆7在球囊基体2热塑成型时作为骨架而装配在模具内。球囊基体2成型后,锯齿线缆7和球囊基体2成为一个整体,并凸出在球囊基体2的外表面,球囊基体2采用热塑

性弹性体材质,锯齿线缆7采用合金材质。球囊基体2与输送管3相连,输送管3与把手(驱动端6)相连,在切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织时,人工通过把手带动输送管3运动,从而带动球囊基体2运动,球囊基体2表面的锯齿线缆7切割硬化瘢痕和不新鲜组织,能够实现骨折端的新鲜化。

[0066] 实施例2

[0067] 如图7和图11所示,锯齿线缆7为两条,两条锯齿线缆7在球囊基体2上螺旋缠绕,旋向相同,旋转起点以球囊基体2的轴线为对称中心呈对称设置,锯齿线缆7镶嵌在球囊基体2内,球囊基体2采用热塑性弹性体材质,锯齿线缆7采用陶瓷材质。球囊基体2与输送管3相连,输送管3通过联轴器与电机61相连,在切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织时,电机61带动输送管3转动,从而带动球囊基体2转动,球囊基体2表面的锯齿线缆7旋转切割硬化瘢痕和不新鲜组织,能够实现骨折端的新鲜化。

[0068] 实施例3

[0069] 如图7和图12所示,锯齿线缆7为两条,两条锯齿线缆7在球囊基体2上螺旋缠绕,旋向相反,旋转起点以球囊基体2的轴线为对称中心呈对称设置,锯齿线缆7与球囊基体2为一体结构,材质相同,即锯齿线缆7与球囊基体2一体成型,在球囊基体2热塑成型时或后续加工处理时,模具或工装型腔内铺设金刚钻粉末,将金刚钻粉末镶嵌在锯齿线缆7表面。球囊基体2与输送管3相连,输送管3与超声波发生器相连,在切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织时,超声波发生器带动输送管3轴向振动,从而带动球囊基体2振动,球囊基体2表面的锯齿线缆7振动切割硬化瘢痕和不新鲜组织,能够实现骨折端的新鲜化。

[0070] 在实施时,输送管3也可通过联轴器与电机61相连,在切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织时,电机61带动输送管3转动,从而带动球囊基体2转动,球囊基体2表面的锯齿线缆7旋转切割硬化瘢痕和不新鲜组织,能够实现骨折端的新鲜化,此时由于锯齿线缆7的旋向相反,相对于相同旋向的锯齿线缆7能够进一步提高对硬化瘢痕和不新鲜组织的切割力度。

[0071] 实施例4

[0072] 如图3和图7所示,多条锯齿线缆7呈环形在球囊基体2上均匀布置,锯齿线缆7在球囊基体2热塑成型时作为骨架而装配在模具内,球囊基体2成型后锯齿线缆7和球囊基体2成为一个整体,并凸出在球囊基体2的外表面,球囊基体2采用热塑性弹性体材质,锯齿线缆7采用工程塑料材质。球囊基体2与输送管3相连,输送管3与超声波发生器相连,在切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织时,超声波发生器带动输送管3径向振动,从而带动球囊基体2沿输送管3的径向振动,球囊基体2上的锯齿线缆7振动切割硬化瘢痕和不新鲜组织,能够实现骨折端的新鲜化。

[0073] 实施例5

[0074] 如图7和图13所示,多条锯齿线缆7呈环形在球囊基体2上均匀布置,锯齿线缆7在球囊基体2热塑成型时作为骨架而装配在模具内,球囊基体2成型后锯齿线缆7和球囊基体2成为一个整体,并凸出在球囊基体2的外表面,球囊基体2采用热塑性弹性体材质,锯齿线缆7采用工程塑料材质。球囊基体2与输送管3相连,输送管3与气缸/液压缸相连,在切割骨体内的硬化瘢痕和不新鲜组织时,气缸/液压缸带动输送管3轴向往复运动,从而带动球囊基体2沿输送管3的轴向运动,球囊基体2上的锯齿线缆7往复切割硬化瘢痕和不新鲜组织,能

够实现骨折端的新鲜化。

[0075] 由技术常识可知,本发明可以通过其它的不脱离其精神实质或必要特征的实施方案来实现。因此,上述公开的实施方案,就各方面而言,都只是举例说明,并不是仅有的。所有在本发明范围内或在等同于本发明的范围内的改变均被本发明包含。

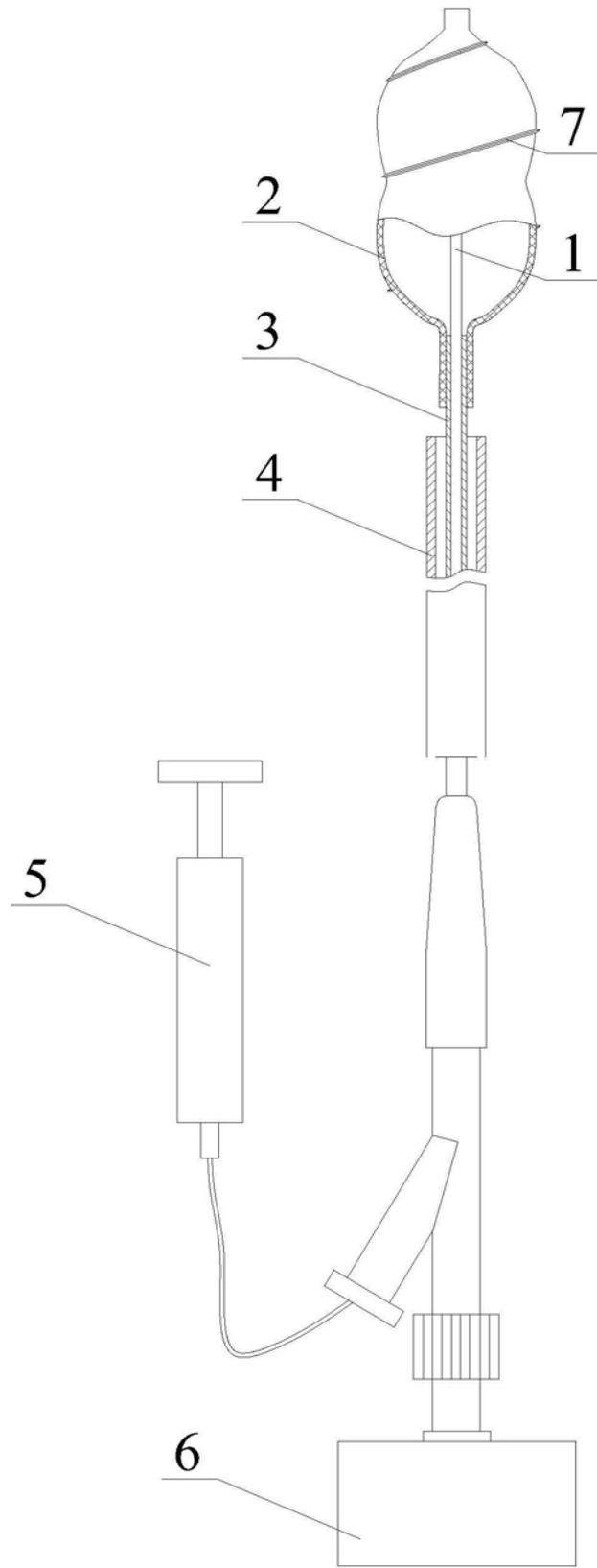


图1

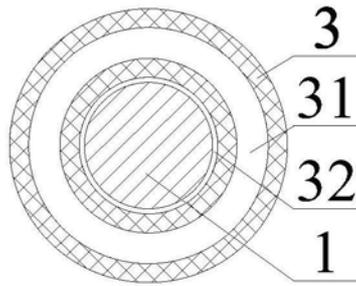


图2

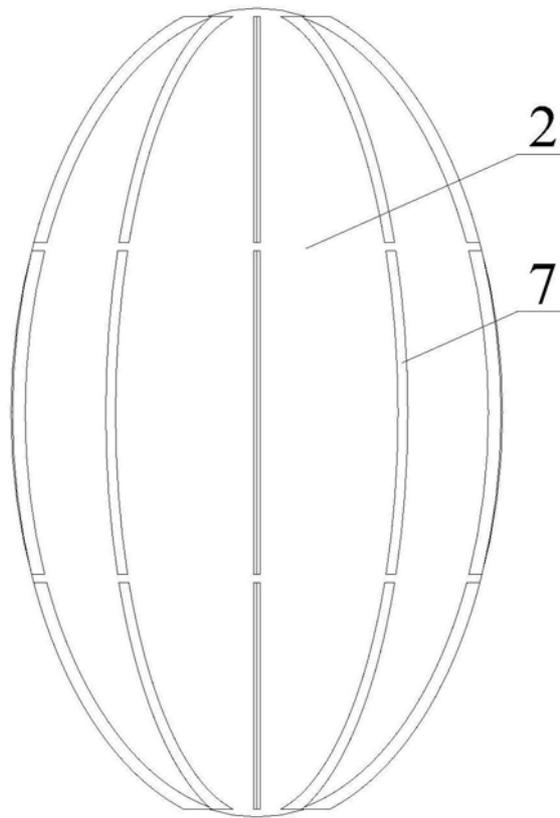


图3

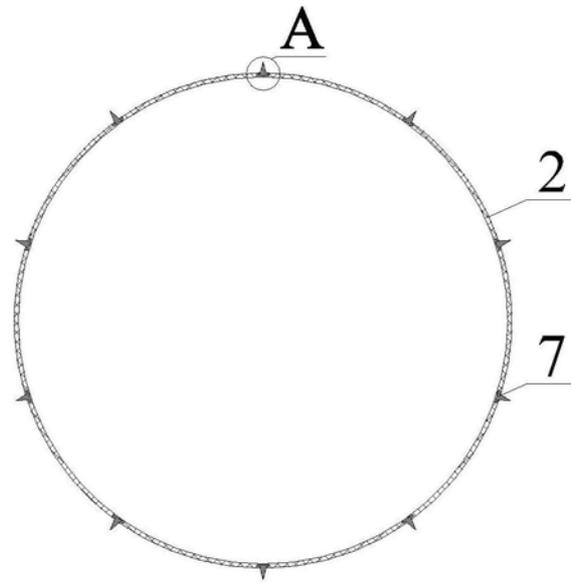


图4

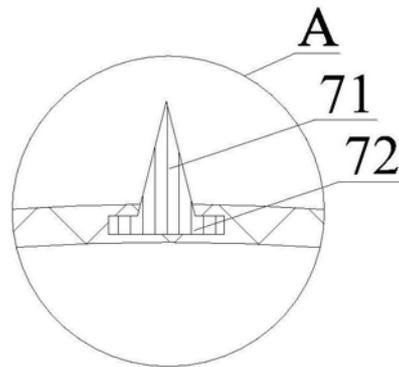


图5

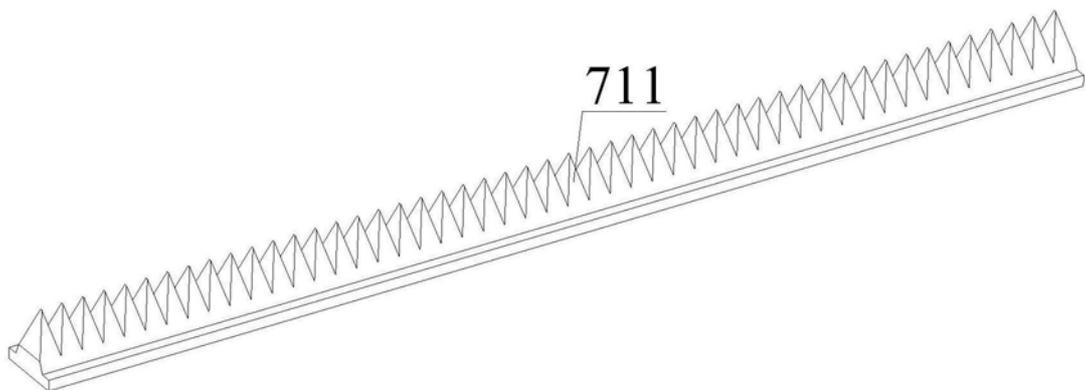


图6

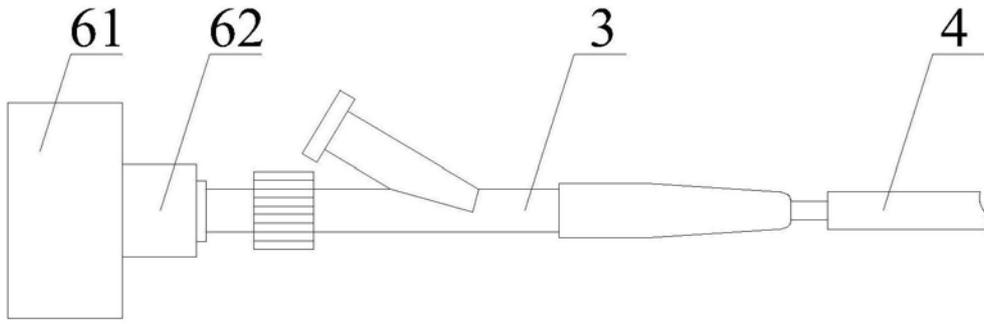


图7

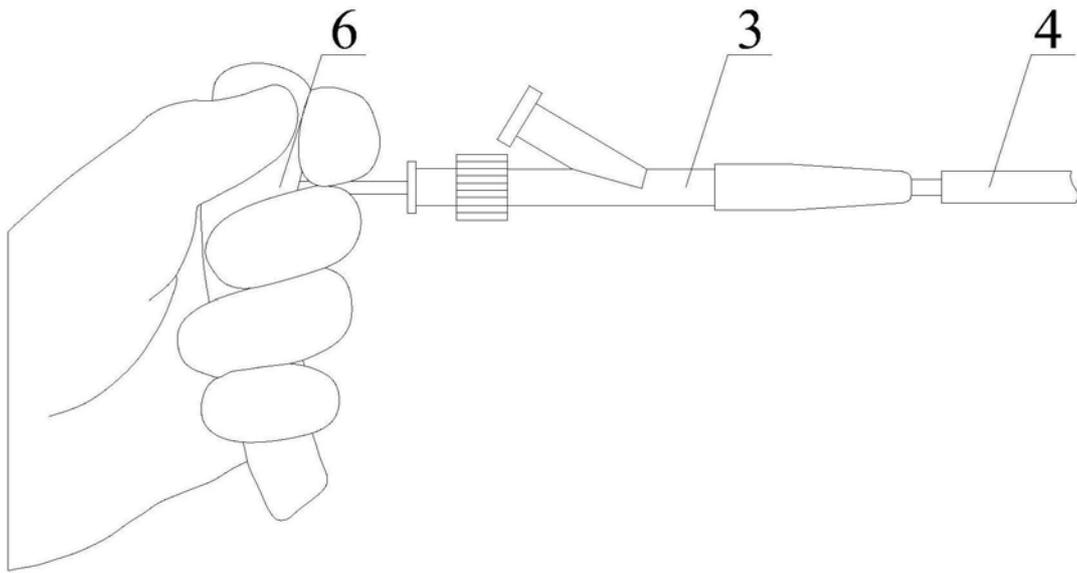


图8

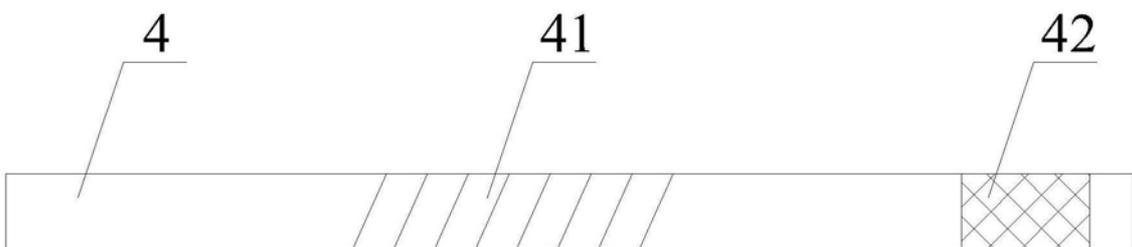


图9

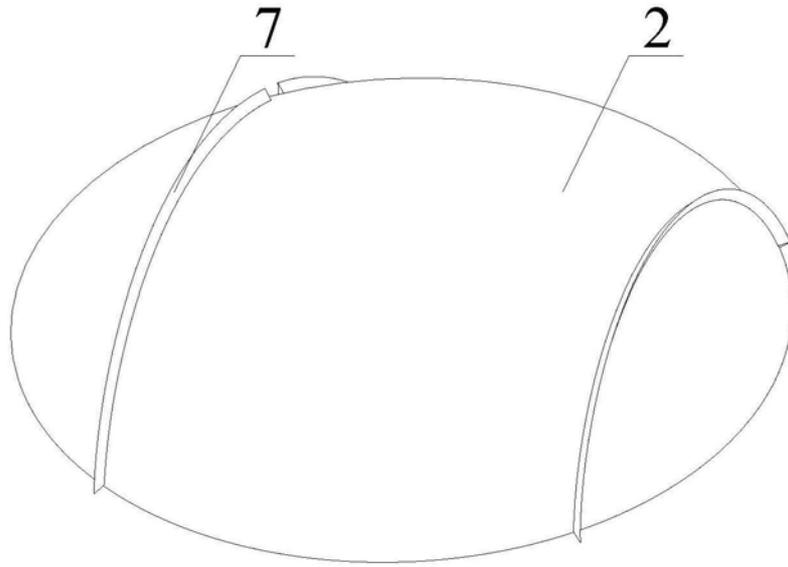


图10

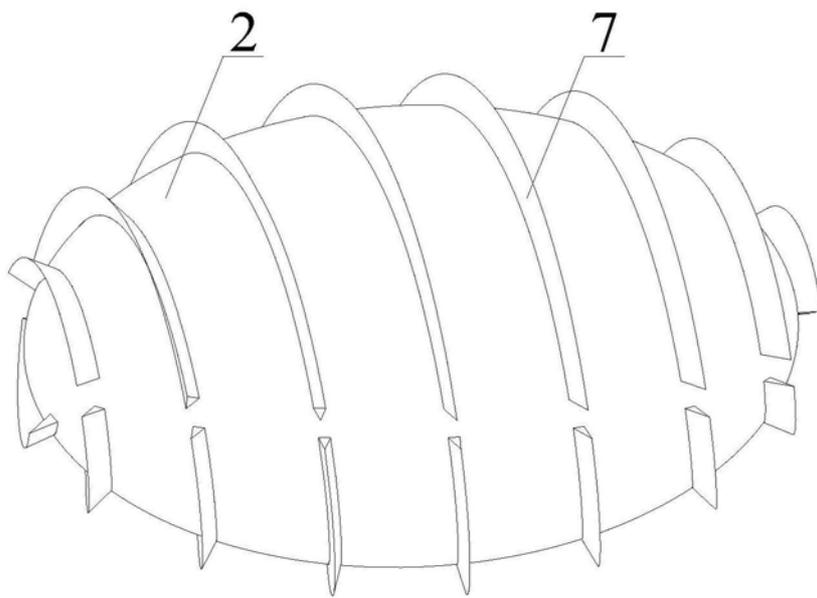


图11

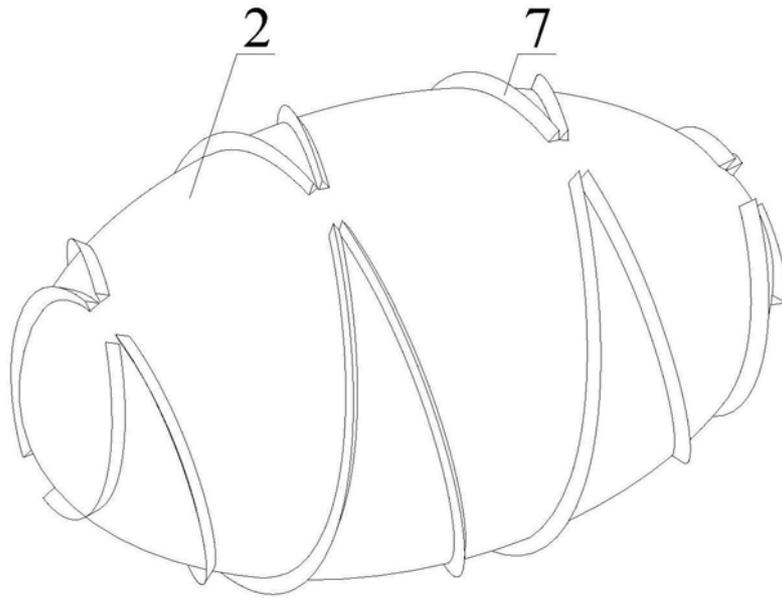


图12

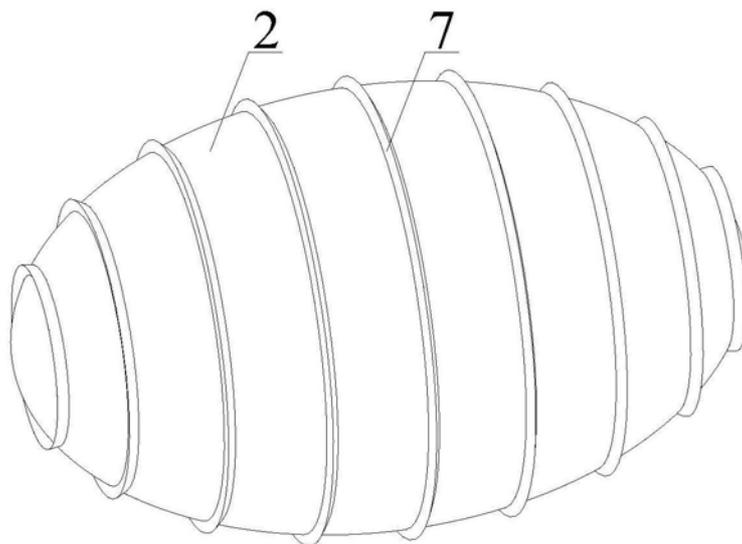


图13

专利名称(译)	一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备		
公开(公告)号	CN110115609A	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201910448146.5	申请日	2019-05-27
[标]申请(专利权)人(译)	张嘉 程宇镡		
申请(专利权)人(译)	张嘉 程宇镡		
当前申请(专利权)人(译)	张嘉 程宇镡		
[标]发明人	张嘉 程宇镡		
发明人	张嘉 宋瑾兰 程宇镡		
IPC分类号	A61B17/14 A61B17/22		
CPC分类号	A61B17/142 A61B17/22 A61B2017/00398 A61B2017/22071		
代理人(译)	刘春成		
优先权	201920186618.X 2019-02-02 CN		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医疗器械技术领域，具体而言，本发明涉及一种带锯齿线缆的骨科球囊及骨科球囊设备，带锯齿线缆的骨科球囊包括球囊基体和锯齿线缆；所述球囊基体上安装有所述锯齿线缆。带锯齿线缆的骨科球囊设备包括外管、输送管和上述的带锯齿线缆的骨科球囊；所述外管为空心管状；所述输送管与所述外管相匹配，所述输送管的轴线方向设有中心孔；所述球囊基体安装在所述输送管上，并与所述输送管的中心孔相通，所述球囊基体上安装有所述锯齿线缆。本发明的球囊可以清理骨内陈旧硬化骨组织及瘢痕肉芽组织，为骨内骨水泥的充填、啮合以及新生骨组织的生长提供良好基础。

