



## (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102525701 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 04

(21) 申请号 201010598542. 5

(22) 申请日 2010. 12. 21

(71) 申请人 先健科技(深圳)有限公司

地址 518000 广东省深圳市南山区科技园朗  
山二路

(72) 发明人 王永胜 张德元 信朝华

(74) 专利代理机构 深圳中一专利商标事务所  
44237

代理人 张全文

(51) Int. Cl.

A61F 2/90(2006. 01)

A61L 31/02(2006. 01)

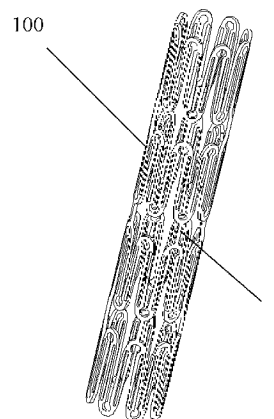
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

可吸收的血管支架

(57) 摘要

本发明涉及一种可吸收的血管支架,其具有一近端和一远端,所述近端和远端之间是围成管状的花纹结构,所述花纹结构包括多个支撑杆及连接杆,所述连接杆或支撑杆包括直线段、U形段或S形段,至少一个支撑杆上开设至少一个贯穿槽或贯穿孔。本发明提供的血管支架,其特殊结构不仅能改进铁制血管支架的性能,也能让其它可吸收材料制成的血管支架更快腐蚀和解体。



1. 一种可吸收的血管支架,其具有一近端和一远端,所述近端和远端之间是围成管状的且可扩张的花纹结构,所述花纹结构包括多个支撑杆及连接杆,所述连接杆或支撑杆包括直线段、U形段或S形段,其特征在于:至少一个支撑杆上开设至少一个贯穿槽或贯穿孔。

2. 如权利要求1所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述支撑杆有至少一个颈部,所述颈部位于所述贯穿槽或贯穿孔附近,所述颈部具有所述支撑杆上的最小宽度。

3. 如权利要求1所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述支撑杆的直线段上开设一个或多个与直线段平行的贯穿槽,所述任一个贯穿槽与所述直线段构成两个分支,所述分支具有所述支撑杆上的最小宽度;所述多个贯穿槽顺着所述支撑杆排列并且相邻贯穿槽之间设置一个横梁,所述横梁具有所述支撑杆上的最小宽度。

4. 如权利要求3所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述分支的一端处形成一个颈部,所述颈部具有所述支撑杆上的最小宽度;所述分支的另一端处形成一个阔部,所述阔部具有所述分支上的最大宽度。

5. 如权利要求1所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述支撑杆之上或两个支撑杆之间的连接处包括弯曲段,在所述弯曲段上开设至少一个贯穿孔。

6. 如权利要求1所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述支撑杆包括至少一个桁架结构,所述桁架结构包括多个所述贯穿槽或贯穿孔,相邻的贯穿槽或贯穿孔之间设置一个横梁,所述桁架结构的两侧还包括多个侧梁,所述横梁及所述侧梁具有所述支撑杆上的最小宽度。

7. 如权利要求1至6中的任一项所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述花纹状结构还包括两两邻接的若干圈波段,所述波段通过所述花纹状结构的连接杆相连,每圈波段包括多个首尾连接的拱形支撑件及多个波谷,相邻的两个所述拱形支撑件通过一个波谷相连,所述拱形支撑件包括波峰,第一支撑杆,以及第二支撑杆,所述第一支撑杆和第二支撑杆通过波峰相连接;所述至少一贯穿槽或者贯穿孔开设在所述第一支撑杆、或第二支撑杆、或波峰或者波谷之上。

8. 如权利要求7所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述第一支撑杆和第二支撑杆相互对称。

9. 如权利要求2、3、4、6中的任一项所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述支撑杆上的最小宽度为0.05-0.1mm。

10. 如权利要求1所述的可吸收的血管支架,其特征在于:所述血管支架用铁或者铁合金材料制成。

## 可吸收的血管支架

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗器械,尤其涉及一种用于血管腔内狭窄治疗的可吸收的血管支架。

### 背景技术

[0002] 1977年世界上第一例经皮冠状动脉介入手术(PCI)在瑞士完成,这例手术是用球囊对患者的左前降支狭窄处进行扩张,并取得了成功。但是球囊扩张后血管的再狭窄率很高,超过50%。主要原因是,在血管被扩张并撤掉外力后,血管会弹性回缩。在上世纪80年代,发明了广泛运用于冠状动脉的血管支架,主要有不锈钢、钴铬合金或者镍钛合金制成的金属血管支架,这些支架植入体内后,可以对血管提供一个持久的机械支撑,避免了血管的弹性回缩,降低了病变血管的再狭窄率。但是因为支架的永久植入,支架作为异物会导致内膜过度增生,血管的再狭窄比率也挺高。2003年以来,药物支架的应用使血管的再狭窄率降到10%左右。但是药物支架仍然永久存在于体内,作为异物的支架与血管组织之间在力学性质上存在很大差异,会引起血管的慢性损伤,后期会造成血管中层萎缩、内膜增生,最终还会导致血管的再狭窄,从而限制了血管再狭窄率的进一步降低。对于儿童患者,植入固定尺寸的血管支架会阻碍血管的逐渐增大,不能适应其生长发育的需要。

[0003] 针对血管狭窄的上述两种介入治疗技术都有缺点:采用球囊扩张血管,虽然短期效果较好,但是因为血管的弹性回缩,后期的再狭窄率非常高;在血管内植入金属支架,包括裸支架和药物支架,可以将狭窄血管扩张开,并提供一个持久的机械支撑,但是金属支架扩张过程中会造成血管内膜损伤,诱发血管内膜增生导致再狭窄。金属支架还存在血栓形成、出凝血并发症、屈曲性不匹配、金属物永久存留于体内会增加远期再狭窄发生率等缺陷。

[0004] 为了解决上述的问题,近几年很多人开始关注可被人体吸收的血管支架。血管支架植入到体内后,理想的应该是在初期提供足够的支撑力给血管,同时释放药物对病变血管进行治疗,在完成治疗作用后,血管支架被逐步吸收,从而防止再狭窄的发生。根据材料的不同,目前主要有两类可吸收的血管支架,一类是采用高分子聚合物材料制成的血管支架,如聚乳酸;另一类是采用金属材料制成的支架,如镁合金、铁。

[0005] 近来很多人研究利用可降解的高分子材料制作血管支架,如聚乳酸支架,部分研究成果已经开始临床试验。但是可降解高分子材料与金属材料相比在力学性能方面存在明显的缺陷,因此限制了其应用。高分子聚合物材料的力学性能相对金属材料较低,强度不高,为了达到一定的径向支撑力,必须增加支架的壁厚,但是植入体内后,壁厚的支架会对血流产生阻碍作用。此外,高分子聚合物材料支架在被球囊扩张后的回缩率较高,所以支架扩张后直径相对血管的直径的扩大比率比金属材料支架要大,因此在扩张的过程中会对血管产生更大的损伤。高分子聚合物材料支架在体内的X射线可视性较差,因此在植入过程中,很难对支架进行定位观察。

[0006] 目前应用于可吸收血管支架的金属材料主要有两种:镁合金材料和纯铁材料。镁

合金材料力学性能较差,并且腐蚀速度过快。镁合金材料具有良好的生物相容性,但是镁合金支架的最大延伸率较低,因此给镁合金支架的结构设计带来很大挑战,难以保证支架的良好力学性能。同时镁合金支架的腐蚀速度过快,必须通过复杂的材料制作工艺来控制其被人体吸收的速率。铁是人体必需的一种元素,同时纯铁具有良好的生物相容性和机械性能。与相同壁厚的聚合物支架或镁合金支架相比,铁支架在病变位置可以对病变血管提供足够的径向支撑力。但是纯铁的腐蚀速度相对较慢,采用普通结构设计的铁支架,要经过很长时间才能被人体吸收,在此过程中会约束血管直径,所以不能满足儿童患者血管逐渐增大的需要。

[0007] 因此,如何设计一种能够加快人体吸收过程同时又保证其力学性能的血管支架,是目前急需解决的一个问题。

### 发明内容

[0008] 本发明所要解决的技术问题在于提供一种用于治疗血管狭窄的可被人体吸收的血管支架,以解决现有技术中的可吸收血管支架的力学性能与血管支架被尽快吸收这两种性能难以兼顾的问题。

[0009] 解决本发明的技术问题所采用的技术方案是:一种可吸收的血管支架,其具有一近端和一远端,所述近端和远端之间是围成管状的且可扩张的花纹结构,所述花纹结构包括多个支撑杆及连接杆,所述连接杆或支撑杆包括直线段、U形段或S形段,至少一个支撑杆上开设至少一个贯穿槽或贯穿孔。

[0010] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述支撑杆有至少一个颈部,所述颈部位于所述贯穿槽或贯穿孔附近,所述颈部具有所述支撑杆上的最小宽度。

[0011] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述支撑杆的直线段上开设一个或多个与直线段平行的贯穿槽,所述任一个贯穿槽与所述直线段构成两个分支,所述分支具有所述支撑杆上的最小宽度;所述多个贯穿槽顺着所述支撑杆排列并且相邻贯穿槽之间设置一个横梁,所述横梁具有所述支撑杆上的最小宽度。

[0012] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述分支的一端处形成一个颈部,所述颈部具有所述支撑杆上的最小宽度;所述分支的另一端处形成一个阔部,所述阔部具有所述分支上的最大宽度。

[0013] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述支撑杆之上或两个支撑杆之间的连接处包括弯曲段,在所述弯曲段上开设至少一个贯穿孔。

[0014] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述支撑杆包括至少一个桁架结构,所述桁架结构包括多个所述贯穿槽或贯穿孔,相邻的贯穿槽或贯穿孔之间设置一个横梁,所述桁架结构的两侧还包括多个侧梁,所述横梁及所述侧梁具有所述支撑杆上的最小宽度。

[0015] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述花纹状结构还包括两两邻接的若干圈波段,所述波段通过所述花纹状结构的连接杆相连,每圈波段包括多个首尾连接的拱形支撑件及多个波谷,相邻的两个所述拱形支撑件通过一个波谷相连,所述拱形支撑件包括波峰,第一支撑杆,以及第二支撑杆,所述第一支撑杆和第二支撑杆通过波峰相连接;所述至少一个贯穿槽或者贯穿孔开设在所述第一支撑杆、或第二支撑杆、或波峰或者波谷

之上。

[0016] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述第一支撑杆和第二支撑杆相互对称。

[0017] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述支撑杆上的最小宽度为 0.05-0.1mm。

[0018] 作为本发明可吸收的血管支架的进一步改进,所述血管支架用铁或者铁合金材料制成。

[0019] 与现有技术相比,本发明具有以下优点:1、本发明具有特殊结构的可吸收血管支架只需较短时间就能腐蚀和解体,降低了病变血管再狭窄的几率,顺应病变血管修复后继续生长扩大,满足了临床使用的要求;2、本发明可吸收血管支架的结构在促进血管支架的腐蚀解体的同时,不会牺牲血管支架的力学性能,血管支架解体之前保持对病变血管足够的径向支撑力;3、本发明可吸收血管支架可用铁管制作,与永久性的普通血管支架相比没有增加血管支架的壁厚,可以采用临床普遍使用的球囊导管输送,降低了可吸收血管支架临床推广的费用,扩大了可吸收血管支架临床适应的范围。

#### 附图说明

[0020] 下面将结合附图及实施例对本发明作进一步说明,附图中:

[0021] 图 1 是本发明可吸收血管支架在激光雕刻成型之前的示意图;

[0022] 图 2 是本发明可吸收血管支架在激光雕刻之后且尚未扩张的示意图;

[0023] 图 3 是图 2 中血管支架的其中一圈波段的平面展开图;

[0024] 图 4 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第一实施方式的示意图;

[0025] 图 5 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第二实施方式的示意图;

[0026] 图 6 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第三实施方式的示意图;

[0027] 图 7 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第四实施方式的示意图;

[0028] 图 8 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第五实施方式的示意图;

[0029] 图 9 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第六实施方式的示意图;

[0030] 图 10 是图 3 中一圈波段的一个拱形支撑件第七实施方式的示意图。

#### 具体实施方式

[0031] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0032] 如图 1 所示,本发明可吸收的血管支架的第一实施例,在被激光雕刻之前为一根直径为 2mm,壁厚为 0.1mm 的薄的铁管。图 2 是利用激光雕刻该铁管后形成的尚未扩张的血管支架 100,该血管支架 100 有一近端和一远端,在该近端和该远端之间具有可扩张的花纹状结构,一共有四圈相连的波段组成,每圈波段由八个拱形支撑件首尾连接形成一圈圆周,各圈波段通过直线形连接杆 1 相连。可以理解,该血管支架 100 也可以由两圈、三圈、五圈或者更多圈相连的波段组成,每圈波段包含的拱形支撑件的数目,也可以多于或少于八个。该连接杆 1 也可以为其他形状,如 U 形、S 形等。该血管支架 100 也可以用铁合金或者其他

材料制成。基于本领域的一般技术,已知的可吸收血管支架或其它血管支架所用的花纹结构,只要是由支撑杆及连接杆构成的,都可用于本发明的可吸收血管支架,采用本发明的原理,只需要对其中的支撑杆进行同样处理即可。

[0033] 图3为该血管支架100沿径向被略微扩张后的其中的一圈波段的平面展开图,图4为该圈波段其中的一个拱形支撑件的第一实施方式,该拱形支撑件包括相互成一角度的第一支撑杆2和第二支撑杆3,第一支撑杆2和第二支撑杆3基本是单一直线段并且通过拱形顶部的波峰4相连接。为使血管支架具有不同性能,第一支撑杆2与第二支撑杆3可以相互对称,也可以是不对称的。支撑杆不仅可有如图4所示的单一直线段,还可以是包含若干直线段的弯曲形,如U形或S形或这些形状与其他形状的组合,只需要对其中的直线段作类似的处理。相邻拱形支撑件通过其底部的波谷连接,某个波段包含的一个波谷可通过连接杆1与相邻波段包含的一个波峰相连。对于同一个波段,其波峰比波谷更靠近支架的远端。波峰4与波谷可有不同的形状,也可以是对称的结构。在第一支撑杆2的中间部开设第一贯穿槽5,在第二支撑杆3的中间部开设第二贯穿槽6,该第一贯穿槽5和该第二贯穿槽6的两端分别靠近与相应支撑杆相连的波峰4及波谷的位置。该第一贯穿槽5将第一支撑杆2的中间部分成第一分支7和第二分支8。在第一分支7靠近波峰4的位置设有一个颈部9,该颈部9为第一分支7上宽度最小的部位,其最小宽度可以选择为0.05mm-0.1mm;该第一分支7的另一端设置一个阔部10,为第一分支7上宽度最大的部位,该阔部10的宽度可在0.1-0.2mm之间选择。在第一分支7上,从颈部9到阔部10之间的宽度可以是逐渐变化的。在该第二分支8上在与颈部9相对的位置设有另一个阔部11,宽度可在0.1-0.2mm之间选择,其为第二分支8上宽度最大的部位;在该第二分支8上在与阔部10相对的位置设有另一个宽度为在0.05mm-0.1mm之间的颈部12,其为第二分支8上宽度最小的部位。在第二分支8上,从颈部12到阔部11之间的宽度可以是逐渐变化的。在该血管支架100扩张变形时,因为阔部10、11的强度大于颈部9、12的强度,阔部11会保护颈部9免受大的变形,阔部10会保护颈部12免受大的变形。在该血管支架100植入体内后,因为颈部9、12分别是第一分支7和第二分支8上的宽度最小的部分,颈部9和颈部12会因腐蚀而先断裂,导致第一支撑杆2的完全断裂,血管支架100会在较短时间内在此处解体。第二支撑杆3与该第一支撑杆2有类似的结构和技术效果,在人体内经过大致相同时间的腐蚀后发生断裂。

[0034] 在支架扩张过程中,位于贯穿槽5两侧的第一分支7和第二分支8会同时发生变形。阔部11与颈部9靠近对齐,阔部11的宽度较大故在扩张过程中较难发生变形,因此,第一支撑杆2变形的应力主要分布在阔部11,而对侧的颈部9受力较小,也就是说,由于阔部11的保护,颈部9可避免大的变形。在第一分支7和第二分支8的配合作用下,第一支撑杆2仍然保持良好的力学性能,因此贯穿槽5不会破坏铁血管支架整体的力学性能。

[0035] 图5为本发明可吸收的血管支架上的拱形支撑件第二实施方式的示意图,其与第一实施方式大致相同,其不同之处在于:在第一支撑杆202上设置两个纵向排列的贯穿槽13、14且将该第一支撑杆202分成两个分支,与第一支撑杆202相连的第二支撑杆302上也设置与贯穿槽13和14类似的纵向排列的两个贯穿槽以将第二支撑杆302也分成两个分支。同样地,在其中一个分支的靠近波峰一端设置一个颈部15,在另一个分支的相反一端设置另一个颈部17。在贯穿槽13和贯穿槽14之间有一个横梁16将贯穿槽13和贯穿槽14隔开。该横梁16在该血管支架100圆周方向的宽度与颈部15和颈部17的宽度相同,而且是

该第一支撑杆 202 上的最小宽度。在第二支撑杆 302 上的两个分支的相应部位也分别设置与颈部 15、17 同样宽的颈部,其两个贯穿槽之间也由与横梁 16 同样宽的另一个横梁隔开。用横梁连接支撑杆的两个分支,能增加支撑杆的结构强度和稳定性。该血管支架 100 植入人体内就开始腐蚀,对于第一支撑杆 202,宽度最小的颈部 15、17 及横梁 16 会最先断裂,导致该第一支撑杆 202 完全断裂。第二支撑杆 302 与第一支撑杆 202 有类似结构和尺寸,两个支撑杆会同步地完全断裂,使血管支架 100 能够在较短时间在此处解体。

[0036] 图 6 为本发明可吸收的血管支架上的拱形支撑件第三实施方式的示意图,该支撑件的第一支撑杆 203 与支撑件第一实施方式中的第一支撑杆 2 形状结构相同,也有第二支撑杆 303,但不同之处在于,第二支撑杆 303 上没有开设贯穿槽。第三实施方式与第一实施方式相比,能提高血管支架在整体强度,而血管支架在人体内被腐蚀至解体所需的时间几乎一样。

[0037] 图 7 为本发明可吸收的血管支架上的拱形支撑件第四实施方式的示意图,该支撑件的第四实施方式与第一实施方式相似,其不同之处在于:该支撑件的第一支撑杆 204 的中段是直线段,在该直线段的中间位置开设有一个比贯穿槽 13 更短的贯穿槽 18,贯穿槽 18 的长度以第一支撑杆 204 的宽度的 1 至 3 倍为宜;第二支撑杆 304 的中间位置也开设与贯穿槽 18 类似的另一贯穿槽。该贯穿槽 18 将第一支撑杆 204 的直线段分为两个分支,即第一分支 19 和第二分支 20,这两个分支都是支撑杆 204 上宽度最小的部分,即颈部,血管支架被腐蚀时该第一分支 19 和第二分支 20 会首先断裂,导致该第一支撑杆 204 完全断裂。第二支撑杆 304 与第一支撑杆 204 有类似效果,也具有类似的贯穿槽和分支,因此两个支撑杆会同步地完全断裂,使血管支架能够在较短时间在此处解体。由于此处贯穿槽 18 较短,对支撑杆结构强度的影响较小,不需要第一实施方式中那样的阔部,而且该第一分支 19 和第二分支 20 的宽度可以是基本均匀的,其宽度可以相等,可在 0.05 ~ 0.1mm 范围内选择。

[0038] 图 8 为本发明可吸收的血管支架上的拱形支撑件第五实施方式的示意图,该支撑件的第五实施方式与第四实施方式相似,其不同之处在于:该支撑件的略呈 S 形的第一支撑杆 205 的中间位置上有一 S 形的弯曲段,在此处设置一个圆形或近似圆形的贯穿孔 212,第二支撑杆 305 也略呈 S 形,其中部也有这样的贯穿孔,因此该第一支撑杆 205 和第二支撑杆 305 的强度好于第四实施方式。在该贯穿孔 212 的两侧各设置一个颈部 21、22。该颈部 21、22 的宽度是该第一支撑杆 205 上最小的宽度,如 0.05mm。该颈部 21、22 的位置会优先腐蚀断裂,导致第一支撑杆 205 完全断裂。与第一支撑杆 205 一样,第二支撑杆 305 的贯穿孔的两侧也有同样最小宽度的颈部,使血管支架能够在较短时间断裂解体。

[0039] 图 9 为本发明可吸收的血管支架上的拱形支撑件第六实施方式的示意图,该支撑件的第六实施方式与第三实施方式相似,其不同之处在于:在该支撑件的第一支撑杆 206 和第二支撑杆 306 都没有开设贯穿槽,而在连接第一支撑杆 206 和第二支撑杆 306 的波峰位置处开设一个近似扇形的贯穿孔 23。该贯穿孔 23 将波峰分为两个宽度较小的弧部,即外侧的第一弧部 24 和内侧的第二弧部 25,第一弧部 24 和第二弧部 25 的径向宽度基本相等,是整个支撑件上宽度最小的部位,即颈部,其宽度大约为 0.05 ~ 0.1mm。因此,血管支架在人体内被腐蚀时,两个弧部 24、25 会最先断裂,导致该支撑件在波峰处完全断裂,使血管支架能够在较短时间在此处解体。相邻拱形支撑件通过波谷相连,因此也可在波谷处设置与贯穿孔 23、第一弧部 24 和第二弧部 25 类似的结构,由于血管支架被腐蚀,在较短时间

相邻拱形支撑件在波谷处断开。如果血管支架采用其它形式的花纹结构,都可在支撑杆的弯曲部位设置类似的贯穿槽、外侧弧部和内侧弧部。血管支架扩张时,波峰或波谷的内侧应力比外侧应力大,因此,内侧的第二弧部 25 可以比外侧的第一弧部 24 略宽,使整个拱形支撑件保持良好的力学性能。

[0040] 图 10 为本发明可吸收的血管支架上的拱形支撑件第七实施方式的示意图,该支撑件的第七实施方式与第二实施方式相似,其不同之处在于:在第一支撑杆 207 的中间位置上设置由多段梁臂构成的桁架结构,该桁架结构围成四个贯穿孔 26、27、28、29,各个贯穿孔 26、27、28、29 之间分别形成横梁 30、31、32,在第二支撑杆 307 的中间位置也有类似的桁架结构。在第一支撑杆 207 和第二支撑杆 307 中部的的外侧还分别设有若干侧梁,各个侧梁与横梁 30、31、32 的都具有支撑杆上的最小宽度,比如可在 0.05-0.1mm 范围内选择。在拱形支撑件满足较高的结构强度和力学稳定性的前提下,第一支撑杆 207 和第二支撑杆 307 中部的桁架结构使血管支架的材料用量最少。由于桁架结构减少了金属量,使血管支架更容易在较短时间内完全被人体吸收;各个通孔的存在,增加了血管支架的表面积,也就增加了腐蚀面积,进而加快了血管支架的解体。

[0041] 本发明提供的一种用于治疗血管狭窄的可吸收血管支架,由于其特殊结构不仅能改进铁制血管支架的性能,也能让其它可吸收材料制成的血管支架更快腐蚀和解体。在血管内膜细胞将血管支架整体包覆起来后,这种血管支架的特定部位能够在更短时间内腐蚀完,而让血管支架整体在圆周方向断裂成几部分,这样血管支架对血管的径向约束消除,因此不会阻碍此处血管直径的正常变大。同时因为血管支架解体后被分成几部分,并被内膜细胞包覆起来,残余的结构也更细小,有利于血管组织对血管支架残余部分的吸收。采用此种结构的血管支架不会削弱血管支架整体的力学性能,在解体之前的径向支撑力仍然能够满足病变血管的需要。本发明血管支架不但缩短了其被人体吸收的时间,同时又保证血管支架有足够的力学性能。

[0042] 与现有技术相比,本发明具有以下优点:1、本发明具有特殊结构的可吸收血管支架只需较短时间就被腐蚀和解体,降低了病变血管再狭窄的几率,顺应病变血管修复后继续生长扩大,满足了临床使用的要求;2、本发明可吸收血管支架的结构在促进血管支架的腐蚀解体的同时,不会牺牲血管支架的力学性能,血管支架解体之前保持对病变血管足够的径向支撑力;3、本发明可吸收血管支架可用铁管制作,与永久性的普通血管支架相比没有增加血管支架的壁厚,可以采用临床普遍使用的球囊导管输送,降低了可吸收血管支架临床推广的费用,扩大了可吸收血管支架临床适应的范围。

[0043] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。



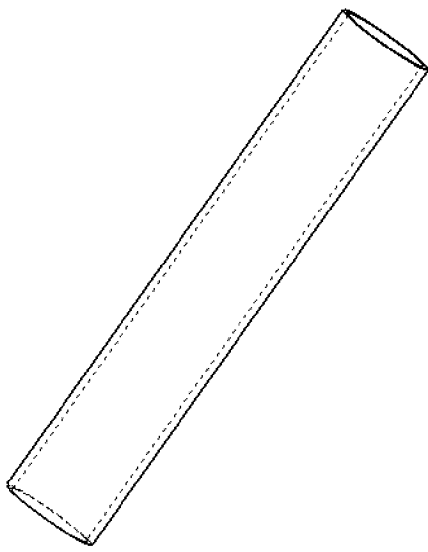


图 1

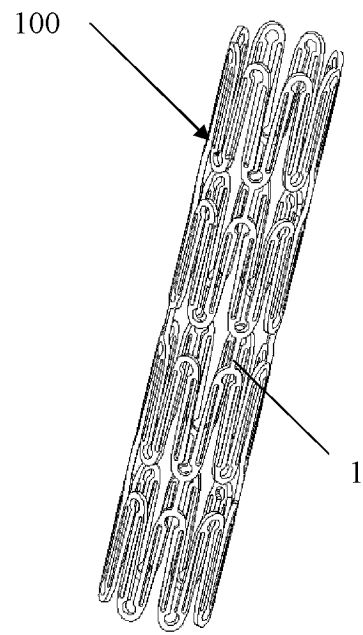


图 2

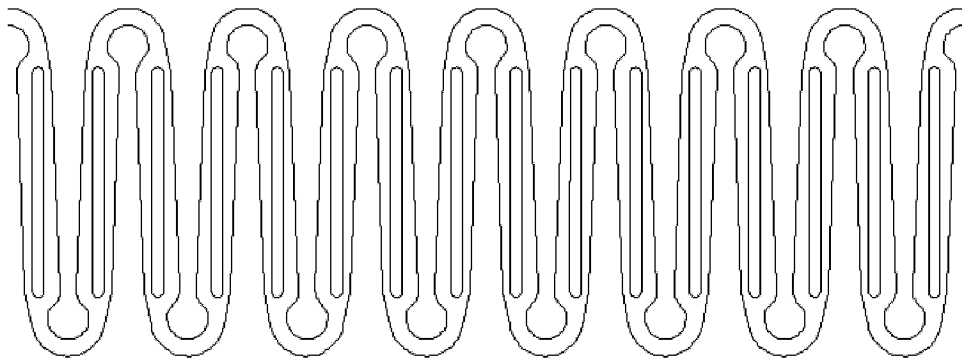


图 3

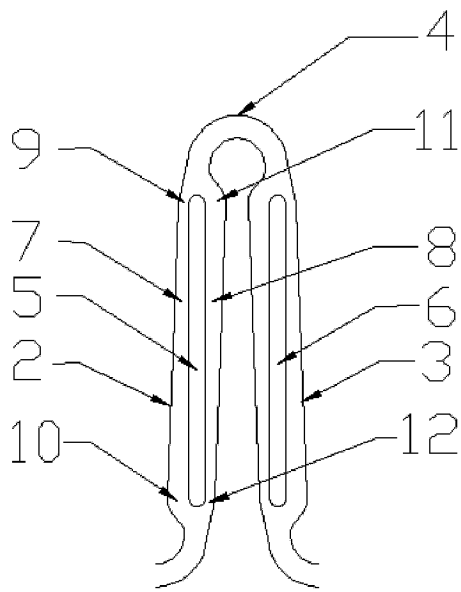


图 4

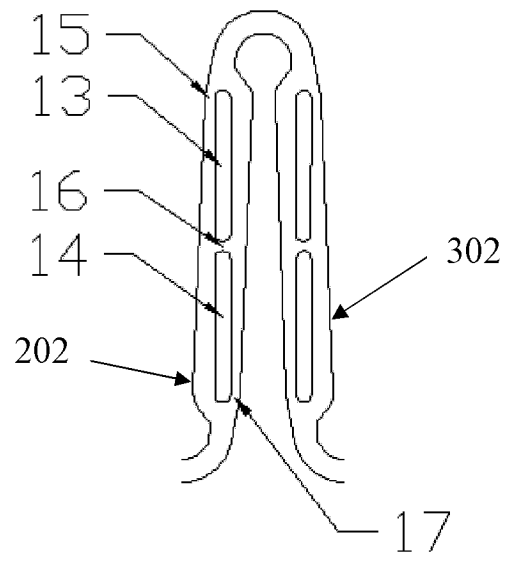


图 5

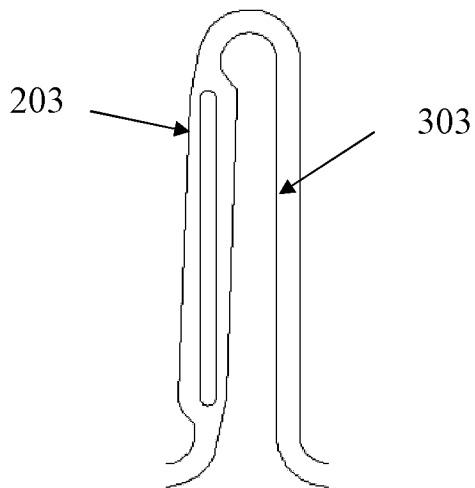


图 6

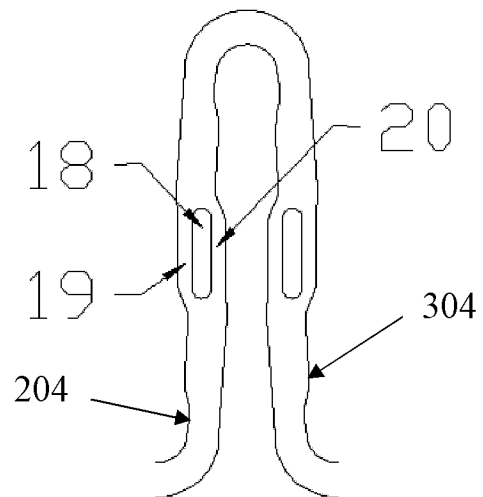


图 7

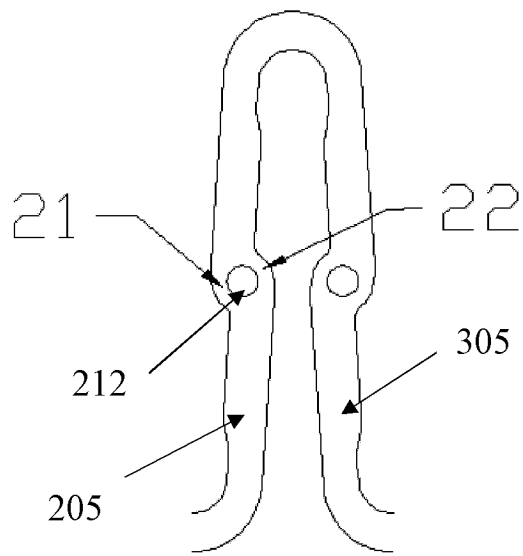


图 8

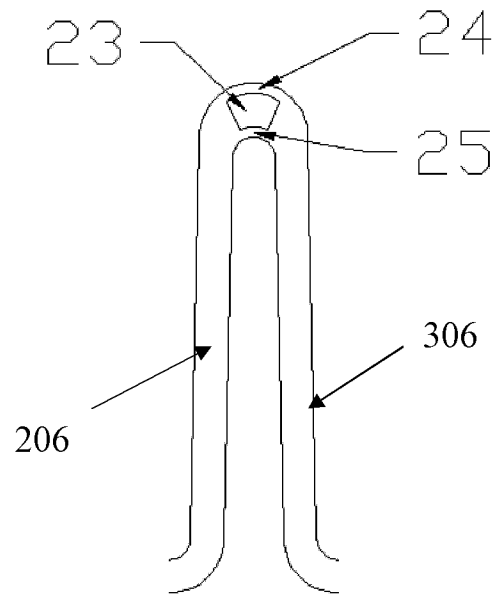


图 9

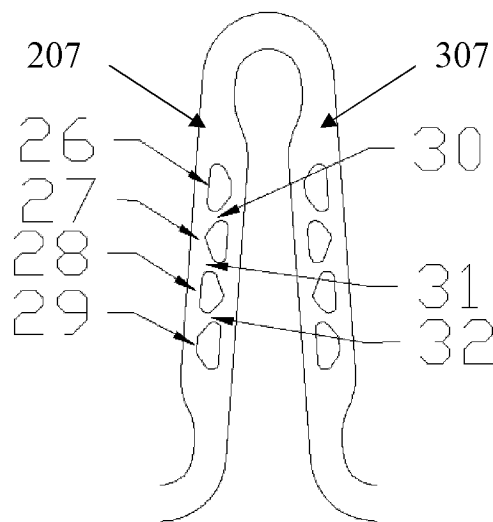


图 10