

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2020 年 7 月 2 日 (02.07.2020)



(10) 国际公布号
WO 2020/134540 A1

(51) 国际专利分类号:
A61F 2/915 (2013.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2019/114687

(22) 国际申请日: 2019 年 10 月 31 日 (31.10.2019)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(30) 优先权:
201811640973.6 2018 年 12 月 29 日 (29.12.2018) CN

(71) 申请人: 先健科技(深圳)有限公司(LIFETECH SCIENTIFIC (SHENZHEN) CO., LTD.) [CN/CN]; 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。

(72) 发明人: 林文娇(LIN, Wenjiao); 中国广东省深圳市南山区高新技术产业园北区朗山二路赛霸科研楼 1-5 层, Guangdong 518057 (CN)。

(74) 代理人: 北京辰权知识产权代理有限公司(BEIJING CHEN QUAN INTELLECTUAL PROPERTY LAW FIRM); 中国北京市海淀区

中关村东路 66 号世纪科贸大厦 C 座 2601 室, Beijing 100190 (CN)。

(81) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国(除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

(54) Title: STENT AND STENT SYSTEM

(54) 发明名称: 支架及支架系统

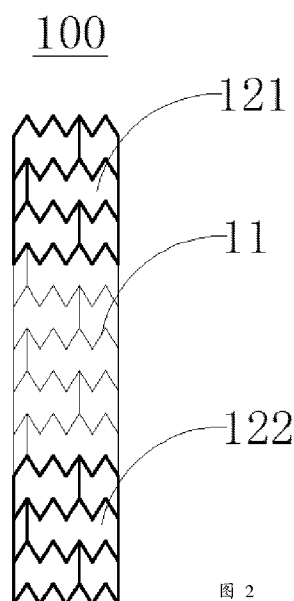


图 2

(57) Abstract: A stent (100, 200, 300) and a stent system (1000). The stent (100, 200, 300) comprises at least one degradable section zone (11, 111, 112) and at least one non-degradable section zone (12, 121, 122, 123) which are connected to each other. The axial length of the at least one degradable section zone (11, 111, 112) is not less than 3 mm. At least one end part of the stent (100, 200, 300) is provided with the non-degradable section zone (12, 121, 122, 123) the axial length of which is not less than 3 mm. The stent enables subsequent closing of an arterial duct (82) after implantation of the stent (100, 200, 300) into the arterial duct (82) without the need of taking out the stent, thus reducing the probability of harm to child patients and other complications.

(57) 摘要: 一种支架 (100, 200, 300) 和支架系统 (1000), 该支架 (100, 200, 300) 包括至少一可降解节段区域 (11, 111, 112) 和至少一不可降解节段区域 (12, 121, 122, 123), 该可降解节段区域 (11, 111, 112) 和该不可降解节段区域 (12, 121, 122, 123) 相互连接, 至少一个该可降解节段区域 (11, 111, 112) 中的轴向长度不低于 3mm, 该支架 (100, 200, 300) 的至少一端部设置有轴向长度不低于 3mm 的该不可降解节段区域 (12, 121, 122, 123), 允许支架 (100, 200, 300) 植入动脉导管 (82) 后不用取出就可以进行后续关闭动脉导管 (82), 从降低了对患儿的伤害和其它并发症概率。

根据细则4.17的声明：

- 关于发明人身份(细则4.17(i))
- 关于申请人有权申请并被授予专利(细则4.17(ii))
- 关于申请人有权要求在先申请的优先权(细则4.17(iii))

本国际公布：

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

支架及支架系统

技术领域

本发明涉及介入式医疗器械领域，特别是涉及一种支架及支架系统。

背景技术

5 动脉导管 82 是胎儿时期主动脉 81 与肺动脉 83 间的正常血流通道（如图 1 所示）。由于此时胎儿的肺呼吸功能不全，没有肺血流循环，来自右心室的肺动脉血不像正常成人那样流入肺部，而是经动脉导管直接进入主动脉再流向全身各处，而左心室的血液则是正常进入升主动脉，故动脉导管的通畅为胚胎时期血流循环方式所必需。出生后，肺膨胀并承担气体交换功能，肺循环和体循环各司其职，动脉导管因废用一般会在婴儿出生后 4 个月左右自行闭合。如动脉导管在婴儿出生 1 岁后持续不闭合则形成动脉导管未闭，是一种较常见的先天性心血管畸形，应施行手术，闭合动脉导管，中断其血流。

但伴有三尖瓣闭锁、右室流出道梗阻（肺动脉瓣闭锁或肺动脉狭窄）、肺动脉高压等复杂性先心病患儿，其血液通过左、右心之间的异常通道（如房间隔缺损、室间隔缺损等）出现右向左的分流，继而大量低氧含量的静脉血流向体循环，患儿出现持续性的紫绀，同时肺血流减少。因此该类患儿早期有赖于动脉导管的开放维持其有效的肺循环或体循环的血流，以改善肺血流量低、血氧饱和度低及紫绀等症状，动脉导管的自行关闭或人为关闭都可导致严重的血流动力学障碍。

20 对动脉导管依赖型的复杂性先心病患儿而言，现有技术尚无完全对症的支架，而是使用其它适应症的永久性支架进行治疗，存在的问题是后续对患儿进行根治治疗的时候还需要再次外科手术取出已经长在组织中的永久性支架，再对动脉导管进行结扎或者放置封堵器以闭合动脉导管。外科手术创伤极大且因支架已经长在动脉导管组织中，取出十分困难，容易造成损伤或者其它并发症。

发明内容

25 基于此，有必要提供一种支架，该支架允许植入动脉导管后不用取出就可以进行后续关闭动脉导管，从而降低了对患儿的伤害和其它并发症概率。

30 一种支架，所述支架包括至少一可降解节段区域和至少一不可降解节段区域，所述可降解节段区域和所述不可降解节段区域相互连接，至少一个所述可降解节段区域的轴向长度不低于 3mm，所述支架的至少一端部设置有轴向长度不低于 3mm 的所述不可降解节段区域。

进一步地，所述可降解节段区域的材料为可降解聚合物材料或可降解金属材料，所述不可降解节段区域的材料为金属材料。

35 进一步地，所述支架为球扩式支架，所述不可降解节段区域的材料选自金、银、铂、铱、钽、钨、钴、铬、钼、铌中至少一种，所述可降解节段区域的材料选自镁、铁、锌、镁基合金、铁基合金、锌基合金、聚乳酸或者聚碳酸酯。

进一步地，所述支架为自膨式支架，所述不可降解节段区域的材料为镍基合金或钛基合金，所述可降解节段区域的材料为铁基合金，所述铁基合金选自铁锰合金，铁镍合金，铁铂合金或铁钯合金。

5 进一步地，所述支架为自膨式支架，所述不可降解节段区域中至少有部分节段为外翻或外卷部分。

进一步地，所述外翻或外卷部分在所述自膨式支架的端部周向上形成近似帽沿的环形区域，所述环形区域呈连续状态或不连续状态。

进一步地，所述支架在释放后无约束下的轴向轮廓是矩形、锥形、腰鼓形或者哑铃形。

10 进一步地，位于所述支架的端部的所述不可降解节段区域上或者所述可降解节段区域上设置有显影结构。

进一步地，所述可降解节段区域的至少部分表面区域设置有表面微孔、盲槽、通孔、中空孔或涂层中的至少一种，所述表面微孔、所述盲槽、所述通孔、所述中空孔、所述涂层上携载促进腐蚀或者吸收的物质。

15 进一步地，所述支架的至少部分表面区域设置有表面微孔、盲槽、通孔、中空孔、涂层中的至少一种，所述表面微孔、所述盲槽、所述通孔、所述中空孔、所述涂层上携载抗增生、抗肿瘤、抗炎、抗栓或抗敏的药物。

一种支架系统，包括上述的支架。

20 上述支架通过设置轴向长度不低于 3mm 的可降解节段区域，确保支架植入一定时间后，随着可降解节段区域的降解，医生在结扎相应可降解节段区域对应的动脉导管时有足够的可操作空间；通过在支架的至少一端部设置轴向长度不低于 3mm 的不可降解节段区域，保证支架释放后，该区域至少有 1mm 伸出动脉导管，确保整个动脉导管都有支架支撑，至少有 1mm 处于动脉导管内，后续可被新生血管内膜包覆固定，防止伸出动脉导管的支架部分脱落导致血管栓塞，而医生对病变长度的判定和支架长度选型会存在一定的偏差，为了保证支架以上功能依然能实现，不可降解节段区域的最小长度需留有一定余地。同时，允许支架植入动脉导管后不用取出就可以进行后续关闭动脉导管，从而降低了对患儿的伤害和其它并发症概率。

附图说明

30 图 1 为动脉导管示意图。

图 2 为实施例提供的支架 100 的示意图。

图 3 为实施例提供的支架 200 的示意图。

图 4 为实施例提供的支架 300 的示意图。

图 5 为实施例提供的支架系统 1000 的示意图。

35 图 6 为实施例 1 提供的支架运用到动脉导管的示意图。

图 7 为实施例 6 提供的支架运用到动脉导管的示意图。

图 8 为实施例 6 提供的支架的俯视图。

图 9 为实施例 7 提供的支架运用到动脉导管的示意图。

图 10 为实施例 7 提供的支架的俯视图。

图 11 为实施例 8 提供的支架运用到动脉导管的示意图。

图 12 为实施例 8 提供的支架的俯视图。

具体实施方式

为使本发明的上述目的、特征和优点能够更加明显易懂，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细的说明。在下面的描述中阐述了很多具体细节以便于充分理解本发明。但是本发明能够以很多不同于在此描述的其它方式来实施，本领域技术人员可以在不违背本发明内涵的情况下做类似改进，因此本发明不受下面公开的具体实施的限制。

除非另有定义，本文所使用的所有的技术和科学术语与属于本发明的技术领域的技术人员通常理解的含义相同。本文中在本发明的说明书中所使用的术语只是为了描述具体的实施例的目的，不是旨在于限制本发明。

“轴向”指平行于支架远端中心和近端中心连线的方向，“径向”指垂直于上述轴向的方向。“近端”指血流流入的一端；“远端”指血流流出的一端。

需要说明的是，在实施例中提到的附图中，为了能够在图中能够区分可降解节段区域和不可降解节段区域，不可降解节段区域的线条较粗，可降解节段区域的线条较细，在附图中线条的粗细仅用于区分不可降解节段区域和可降解节段区域。

本实施例提供一种支架，该支架包括至少一可降解节段区域和至少一不可降解节段区域，可降解节段区域和不可降解节段区域相互连接，可降解节段区域中至少一个的轴向长度不低于 3mm，支架的至少一端部设置有轴向长度不低于 3mm 的不可降解节段区域。

设置可降解节段区域是为了确保支架植入一定时间后，可降解节段区域能在植入动脉导管一定时间后逐渐降解至完全解构，从而允许植入一定时间后不用取出支架就可以直接结扎动脉导管。随着可降解节段区域的降解，医生在结扎相应可降解节段区域对应的动脉导管时有足够的可操作空间，故限定至少有一个长度不低于 3mm 的可降解节段区域。该支架的端部设置不可降解节段区域是为了保证支架释放后，该区域有 1mm 左右伸出动脉导管，为确保整个动脉导管都有支架支撑的情况下，至少还有 1mm 处于动脉导管内，后续可被新生血管内膜包覆固定，防止伸出动脉导管的支架区域脱落导致血管栓塞；而医生对病变长度的判定和支架长度选型会存在一定的偏差，为了保证支架以上功能依然能实现，不可降解节段区域的最小长度需留有一定余地，故端部的不可降解节段区域的长度限定为不低于 3mm。

在本实施例中，可降解节段区域和不可降解节段区域相互间隔连接，可降解节段区域和不可降解节段区域间可以通过铆合、压接、焊接、粘接、自体材料合金化等方式连接到一起。

在一实施例中，支架的两个端部均设置的是不可降解节段区域。例如，请参看图 2，该支架 100 包括一个可降解节段区域 11 和两个不可降解节段区域 121、122，该可降解节段区域 11 位于不可降解节段区域 121、122 之间。两个不可降解节段区域 121、122 的轴向长度可以相等，也可以不相等。在其他实施例中，

该支架还可以包括多个可降解节段区域和多个不可降解节段区域，可降解节段区域和不可降解节段区域相互间隔连接，只要保证支架的两个端部均设置的是不可降解节段区域，并且支架的至少一端部设置有轴向长度不低于 3mm 的不可降解节段区域，均是本实施例的保护范围。

5 在另一实施例中，支架的一端部设置的是不可降解节段区域，支架的另一端部设置的是可降解节段区域。请参看图 3，该支架 200 包括依次连接的一个可降解节段区域 11 和一个不可降解节段区域 12。在其他实施例中，该支架还可以包括多个可降解节段区域和多个不可降解节段区域，可降解节段区域和不可降解节段区域相互间隔连接，只要保证支架的一个端部均设置的是不可降解节段区域，并且该支架端部设置的不可降解节段区域的轴向长度不低于 3mm，均是本实施例的保护范围。

10 在一实施例中，可降解节段区域的材料为可降解聚合物材料或可降解金属材料，不可降解节段区域的材料为耐腐蚀金属材料。其中，当可降解节段区域的材料为可降解金属材料时，位于动脉导管内的可降解节段区域和伸出动脉导管的不可降解节段区域的部分之间形成了氧浓差腐蚀，促进可降解节段区域的腐蚀。

15 在本实施例中，不可降解节段区域可以通过选择具有显影性的材料实现自体显影，还可以通过设置显影结构来辅助显影。可以理解的，可降解节段区域也可以通过选择具有显影性的材料实现自体显影，还可以通过设置显影结构来辅助显影。需要说明的是，金属材料是具有自体显影性的，可以通过增加或减少该金属材料所构成的支架网杆厚度，来提高或降低该金属材料所构成的支架段的显影性。聚合物可以通过一些特殊的处理，可以具有显影性，例如聚碳酸酯通过接枝碘基团，可以实现自体显影。

20 当支架为球扩式支架，可降解聚合物材料选自可降解聚乳酸、可降解聚碳酸酯；可降解金属材料选自可降解镁、镁基合金、可降解铁、铁基合金、可降解锌或锌基合金；耐腐蚀金属材料为高显影性金属，高显影性金属选自金、银、铂、铑、铱、钽、钨、钴、铬、钼、铌或者金、银、铂、铑、铱、钽、钨、钴、铬、钼、铌中至少两个的合金。其中，当可降解节段区域的材料为可降解金属材料，不可降解节段区域的材料为高显影性金属时，高显影性金属为电位更正的阴极，和可降解金属材料可以形成腐蚀电偶对，大大促进可降解节段区域的降解，同时高显影性金属能起到增强可视性的作用。在其他实施例中，球扩式支架的不可降解节段区域也可以设置显影结构来辅助显影。

25 当支架为自膨式支架，可降解节段区域的材料和不可降解节段区域的材料均为超弹性材料，耐腐蚀金属材料选自超弹性的镍基合金或钛基合金。可降解金属材料选自超弹性铁基合金，超弹性铁基合金选自铁锰 (Fe-Mn) 合金，铁镍 (Fe-Ni) 合金，铁铂 (Fe-Pt) 合金和铁钯 (Fe-Pd) 合金。

30 当支架为自膨式支架，位于自膨式支架的端部的不可降解节段区域中至少有部分节段会外翻或外卷，在自膨式支架的端部周向上形成近似帽沿的环形区域，使该支架植入动脉导管后不用取出支架就可以通过经皮介入方式放置封堵

器闭合动脉导管或/和直接结扎动脉导管，同时该支架的外翻/外卷的环形区域因贴合主动脉壁或者/和肺动脉壁，也会被主动脉或者/和肺动脉内的新生血管组织包埋起来，支架植入后不容易移位，也不容易脱落导致栓塞。

参看图 4，图 4 为自膨式支架 300 的膨胀状态，也就是释放后状态，该支架 300 脱离输送装置的束缚，位于自膨式支架 300 的端部的不可降解节段区域的至少有部分节段会外翻或外卷，形成翻转部分 2，在支架的端部周向上形成近似帽沿的环形区域。需要说明的是，当该翻转部分 2 为较细较短的须状丝或者柔性段，可以采用的是外卷设计，当翻转部分 2 为面积较大的刚性的平面或曲面，可以采用的是外翻设计，在此不限定位于自膨式支架 300 的端部的不可降解节段区域的至少部分节段的具体形状，外卷或外翻都是为了更好地贴壁，以利于被血管新生内膜组织包埋，降低脱落、栓塞和血栓的风险。另外，针对不同的动脉导管的解剖结构，该环形区域可以为不对称设计或者不规则设计。

受血管壁解剖结构的影响，即动脉导管并不是垂直接入肺动脉或者主动脉，而是可能呈一定角度接入，因此该自膨式支架 300 在体内释放时，真实表现出的外翻角度一般在 30-150 度之间。故制作该自膨式支架 300 时，选择热定型后的外翻倾角 α 大于 90 度，优选大于 150 度，以适应各种血管解剖结构，确保支架外翻后的外翻节段贴壁良好。需要说明的是，该自膨式支架 300 包括主体部分 1 和翻转部分 2，该外翻倾角 α 为自膨式支架 300 的主体部分 1 的轴向延伸线与翻转部分 2 之间的夹角。在本实施例中，该自膨式支架 300 包括自远端至近端依次连接的可降解节段区域 11 和不可降解节段区域 12，该不可降解节段区域 12 包括翻转部分 2，主体部分 1 包括除去翻转部分 2 的不可降解节段区域 12 和可降解节段区域 11。

该近似帽沿的环形区域在支架端部周向上是连续或不连续的。在本实施例中，当该近似帽沿的环形区域在支架端部周向上是不连续的，该翻转部分 2 可以设置成从该自膨式支架 300 的端面的圆周向外辐射的多个须状结构或者/和图形结构，该多个须状结构或者/和图形结构所在的平面或曲面形成围绕该支架的主体部分 1 的端面的环形。需要说明的是，每一须状结构或者图形结构的形状和大小或长度可以相同或不同，并且数量不限定。其中须状结构的形状可以为直线形或折线形或曲线形或者至少其中两种形状的组合，图形结构的形状可以为圆形、椭圆形、“V 字形”、多边形、“Y”字形、锯齿形或者多种形状的组合。构成一环形的任意须状结构之间或者任意图形结构之间或者须状结构与图形结构之间可以相互重叠，可以不相互重叠。在一个支架中，若支架的两端均设置有翻转部分，该两端的翻转部分的形状可以相同，也可以不同。

优选地，自膨式支架 300 的翻转部分 2 设计成不连续的，翻转部分 2 可以使用更少的材料，支架能被约束到更小的轮廓外径，从而可以适配更小的鞘管，给患儿带来更小的创伤，可进入解剖结构更复杂的靶血管中。

当不可降解节段区域设置在支架的两端，同时两端均发生外翻或外卷，此时翻转部分 2 分别位于主体部分的两端，该位于主体部分的两端的翻转部分 2 的长度可以相同，也可以不相同。

在释放后无约束下的支架的主体部分的轴向轮廓可以是矩形、锥形、腰鼓形或者哑铃形，以贴合动脉导管的解剖结构，降低支架植入后移位的风险。

在一实施例中，所述支架的至少部分表面区域设置有表面微孔、盲槽、通孔、中空孔、涂层中至少一种，该表面微孔、盲槽、通孔、中空孔、涂层上携带抗增生、抗肿瘤、抗炎、抗栓或抗敏的药物。

上述支架还可以用于如外科冠状动脉旁路移植术的桥血管再狭窄治疗或者复杂先心病外科姑息治疗 Blalock-Taussig 分流术的桥血管再狭窄治疗。

实施例 1

该支架在体外通过球囊导管扩张释放后无约束下的支架主体的轴向轮廓是矩形，适用于外径随长度变化不大的动脉导管。不可降解节段区域 12 的高显影性可以帮助支架在植入动脉导管时准确定位，使得 8mm 长的支架在 6mm 长的动脉导管 82 内释放后，其不可降解节段区域 12 有 1mm 长的部分仍在动脉导管 82 内，其余伸出动脉导管 82 并伸入肺动脉 83 内。因支架的不可降解节段区域 12 相对可降解节段区域 11 的电位更正作为阴极，和可降解节段区域 11 间形成腐蚀电偶对，可以大大促进可降解节段区域 11 的降解。

该支架植入动脉导管 82 后，在一定时间内可以维持动脉导管 82 的开通。随着支架的长度 5mm 的可降解节段区域 11 逐渐降解至丧失结构完整性，其接触的动脉导管段在支架植入 1 年后可以通过外科手术直接结扎。

实施例 2

5 一种球扩式支架，包括一个 10mm 长的可降解节段区域和设置于支架两端的各 5mm 长的不可降解节段区域。其中的可降解节段区域可采用可降解的聚乳酸管经激光雕刻和抛光制成，自体不可显影，未设置显影结构。其中不可降解节段区域可采用高显影性的钽铌合金管经激光雕刻和抛光制成，自体可以显影。可降解节段区域和不可降解节段区域之间可通过压接的方式连接在一起，再压
10 握到球囊导管上。

该支架在体外通过球囊导管扩张释放后无约束下的支架主体的轴向轮廓是腰鼓形，适用于明显中间外径大、两端外径小的动脉导管。不可降解节段区域的高显影性可以帮助支架在植入动脉导管时准确定位，使得 20mm 长的支架在 15mm 长的动脉导管内释放后，其两端的不可降解节段区域各有 2.5mm 长的部分
15 仍在动脉导管内，其余伸出动脉导管并分别伸入肺动脉和主动脉内。

在植入动脉导管一段时间后，该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来，支架端部的不可降解节段区域至少有部分也被包埋在动脉导管的新生血管组织中，即使支架的可降解节段区域完全降解了，该支架端部的不可降解节段也不会降解脱落导致栓塞。

20 该支架植入动脉导管后，在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 10mm 的可降解节段区域逐渐降解至丧失结构完整性，其接触的动脉导管段在支架植入 1.5 年后可以通过外科手术直接结扎。

实施例 3

25 一种球扩式支架，包括一个 16mm 长的可降解节段区域和设置于支架一端的 4mm 长的不可降解节段区域。其中的可降解节段区域可采用可降解的纯锌管经激光雕刻和抛光制成，自体可以显影，但显影性较不可降解节段更弱。其中的不可降解节段区域可采用高显影性的铂铬合金管经激光雕刻和抛光制成，自体可以显影。可降解节段区域和不可降解节段区域之间可通过铆接的方式连接在一起，再压握到球囊导管上。

30 该支架在体外通过球囊导管扩张释放后无约束下的支架主体的轴向轮廓是哑铃形，适用于明显中间外径小、两端外径大的动脉导管。不可降解节段区域的高显影性可以帮助支架在植入动脉导管时准确定位，使得 20mm 长的支架在 18mm 长的动脉导管内释放后，其不可降解节段区域 2mm 长的部分仍在动脉导管内，其余伸出动脉导管并伸入主动脉内。因支架的不可降解节段区域相对可
35 降解节段区域的电位更正作为阴极，和可降解节段区域间形成腐蚀电偶对，可以大大促进可降解节段区域的降解。

在植入动脉导管一段时间后，该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来，支架端部的不可降解节段区域至少有部分也被包埋在动脉导管的新生血管组织中，即使支架的可降解节段区域完全降解了，该支架端

部的不可降解节段也不会降解脱落导致栓塞。其被包埋在新生血管组织中的可降解节段区域和端部的不可降解节段区域伸出动脉导管暴露在主动脉血流中的部分之间形成了氧浓差腐蚀，进一步促进可降解节段区域的腐蚀。

该支架植入动脉导管后，在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 16mm 的可降解节段区域逐渐降解至丧失结构完整性，其接触的动脉导管段在支架植入 9 个月后可以通

实施例 4

一种球扩式支架，包括一个 20mm 长的可降解节段区域和设置于支架一端的 6mm 长的不可降解节段区域。其中的可降解节段区域可采用可降解的镁铁合金管经激光雕刻和抛光制成，其上设置显影结构。其中的不可降解节段区域可采用高显影性的纯钽管经激光雕刻和抛光制成，自体可以显影。可降解节段区域和不可降解节段区域之间可通过粘接的方式连接在一起，再压握到球囊导管上。

该支架在体外通过球囊导管扩张释放后无约束下的支架主体的轴向轮廓是锥形，适用于轮廓呈锥形的动脉导管（如明显靠肺动脉侧的外径更小、靠主动脉侧的外径更大的锥形动脉导管）。不可降解节段区域的高显影性可以帮助支架在植入动脉导管时准确定位，使得 26mm 长的支架在 24mm 长的动脉导管内释放后，其不可降解节段区域 4mm 长的部分仍在动脉导管内，其余伸出动脉导管并伸入肺动脉内。因支架的不可降解节段区域相对可降解节段区域的电位更正，作为阴极和可降解节段区域间形成腐蚀电偶对，可以大大促进可降解节段区域的降解。

在植入动脉导管一段时间后，该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来，支架端部的不可降解节段区域至少有部分也被包埋在动脉导管的新生血管组织中，即使支架的可降解节段区域完全降解了，支架端部的不可降解节段也不会降解脱落导致栓塞。其被包埋在新生血管组织中的可降解节段区域和端部的不可降解节段区域伸出动脉导管暴露在肺动脉血流中的部分之间形成了氧浓差腐蚀，进一步促进可降解节段区域的腐蚀。

所述支架植入动脉导管后，在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 20mm 的可降解节段区域逐渐降解至丧失结构完整性，其接触的动脉导管段在支架植入 6 个月后可以通

实施例 5

一种自膨式支架，包括一个 3mm 长的可降解节段区域和设置于支架一端的 7mm 长的不可降解节段区域。其中的可降解节段区域可采用可降解的铁钽合金管经激光雕刻和抛光制成，自体可以显影。其中的不可降解节段区域可采用镍钛合金管经激光雕刻和抛光制成，并在其上设置了黄金显影结构。可降解节段区域和不可降解节段区域之间可通过焊接的方式连接在一起，整个支架表面通过微孔携带紫杉醇，再装配到输送鞘管中。

该支架在体外释放出鞘管后无约束下的支架主体的轴向轮廓是矩形，适用于外径随长度变化不大的动脉导管。不可降解节段区域的显影结构可以帮助支

架在植入动脉导管时准确定位，使得 10mm 长的支架在 8mm 长的动脉导管内释放后，其不可降解节段区域 5mm 长的部分仍在动脉导管内，其余伸出动脉导管并伸入肺动脉内。因支架的不可降解节段区域相对可降解节段区域的电位更正，作为阴极和可降解节段区域间形成腐蚀电偶对，可以大大促进可降解节段区域的降解。

在植入动脉导管一段时间后，该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来，支架端部的不可降解节段区域至少有部分也被包埋在动脉导管的新生血管组织中，即使支架的可降解节段区域完全降解了，支架端部的不可降解节段也不会降解脱落导致栓塞。其被包埋在新血管组织中的可降解节段区域和端部的不可降解节段区域伸出动脉导管暴露在肺动脉血流中的部分之间形成了氧浓差腐蚀，进一步促进可降解节段区域的腐蚀。

该支架植入动脉导管后，在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 3mm 的可降解节段区域逐渐降解至丧失结构完整性，其接触的动脉导管段在支架植入 1 年后可以通过外科手术直接结扎。

实施例 6

一种自膨式支架，如图 7 所示，包括一个 6mm 长的可降解节段区域 11 和设置于支架两端的各 5mm 长的不可降解节段区域 121、122。其中的可降解节段区域 11 可采用可降解的铁锰合金管经激光雕刻和抛光制成，自体显影较弱，也未设置显影结构。其中的不可降解节段区域 121、122 可采用镍钛合金管经激光雕刻和抛光制成，不可降解节段区域 121 中位于动脉导管近端端口处的部分设置了钽显影结构，不可降解节段区域 122 中位于动脉导管远端端口处的部分也设置了钽显影结构。可降解节段区域 11 和不可降解节段区域 121、122 之间通过压接的方式连接在一起，再装配到输送鞘管中。

该支架在体外释放出鞘管后无约束下的支架主体的轴向轮廓是矩形，适用于外径随长度变化不大的动脉导管。不可降解节段区域的显影结构可以帮助支架在植入动脉导管时准确定位，使得 16mm 长的支架在 10mm 长的动脉导管 82 内释放后，其两端的不可降解节段区域 121、122 各有 2mm 长的部分仍在动脉导管 82 内，其余伸出动脉导管 82 并分别伸入主动脉 81 和肺动脉 83 内。分别伸入主动脉 81 和肺动脉 83 内的 3mm 长的不可降解节段 121、122 会各自发生外卷，在支架端部周向上形成近似帽沿的不连续的环形区域 21 和 22。在本实施例中，参看图 8，不可降解节段 121 和 122 中发生外卷的部分设置成分别从该支架的两端面的圆周向外辐射的须状结构，该须状结构所在的平面或曲面形成围绕该支架的端面的环形区域 21 和 22。故支架植入动脉导管后即刻，可以通过介入的方式放置动脉导管未闭封堵装置。因支架的不可降解节段区域 121、122 相对可降解节段区域 11 的电位更正作为阴极，和可降解节段区域 11 间形成腐蚀电偶对，可以大大促进可降解节段区域 11 的降解。

在植入动脉导管一段时间后，该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来，支架端部的不可降解节段区域至少有部分也被包埋在动脉导管 82 的新生血管组织中，即使支架的可降解节段区域 11 完全降解了，支

架端部的不可降解节段也不会降解脱落导致栓塞。其被包埋在新生血管组织中的可降解节段区域 11 和端部的不可降解节段区域伸出动脉导管 82 暴露在肺动脉 83 和主动脉 81 的血流中的部分之间形成了氧浓差腐蚀,进一步促进可降解节段区域 11 的腐蚀。

5 支架植入动脉导管后,在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 6mm 的可降解节段区域 11 逐渐降解至丧失结构完整性,其接触的动脉导管段在支架植入 1.5 年后可以通过外科手术直接结扎。

实施例 7

10 一种自膨式支架,如图 9 所示,包括一个 10mm 长的可降解节段区域 11 和设置于支架一端的 8mm 长的不可降解节段区域 12。其中的可降解节段区域 11 可采用可降解的聚碳酸酯管经激光雕刻和抛光制成,聚碳酸酯接枝碘基团,实现自体可以显影,但显影性较弱。其中的不可降解节段区域可采用钛钴合金管经激光雕刻和抛光制成,在动脉导管 82 近端开口处,不可降解节段区域 12 上也设置了铂金显影结构。可降解节段区域 11 和不可降解节段区域 12 之间通
15 过粘接的方式连接在一起,再装配到输送鞘管中。

该支架在体外释放出鞘管后无约束下的支架主体的轴向轮廓是锥形,适用于轮廓呈锥形的动脉导管(如明显靠肺动脉侧的外径更小、靠主动脉侧的外径更大的锥形动脉导管)。不可降解节段区域的显影结构和可降解节段区域的显影结构可以帮助支架在植入动脉导管时准确定位,使得 18mm 长的支架在 15mm
20 长的动脉导管 82 内释放后,其不可降解节段区域有 5mm 长的部分仍在动脉导管 82 内,其余 3mm 伸出动脉导管 82 并伸入主动脉 81 内。3mm 长伸出动脉导管 82 并伸入主动脉 81 内的不可降解节段会倾向外翻 150 度,但实际效果为外翻区域贴合主动脉内壁,在支架端部周向上形成近似帽沿的连续的环形区域 21 (如图 10 所示)。故支架植入动脉导管后即刻,可以通过介入的方式放置动脉
25 导管未闭封堵装置。

在植入动脉导管一段时间后,该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来,支架端部的不可降解节段区域至少有部分也被包埋在动脉导管的新生血管组织中,即使支架的可降解节段区域 11 完全降解了,支架端部的不可降解节段也不会降解脱落导致栓塞。

30 所述支架植入动脉导管后,在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 10mm 的可降解节段区域 11 逐渐降解至丧失结构完整性,其接触的动脉导管段在支架植入 9 个月后可以通

实施例 8

35 一种自膨式支架,如图 11 所示,包括从远端至近端依次连接的 6mm 长的不可降解节段区域 121、2 mm 长的可降解节段区域 111、4 mm 长的不可降解节段区域 122、6 mm 长的可降解节段区域 112 和 6 mm 长的不可降解节段区域 123。其中的可降解节段区域 111 和 112 可采用可降解的铁锰合金管经激光雕刻和抛光制成,自体显影较弱,也未设置显影结构。其中的不可降解节段区域 121、122、123 可采用镍钛合金管经激光雕刻和抛光制成,并在位于动脉导管近端和远端的

开口的不可降解节段区域 123、121 上分别设置了铂金显影结构。可降解节段区域和不可降解节段区域之间通过铆接的方式连接在一起，再装配到输送鞘管中。

该支架在体外释放出鞘管后无约束下的支架主体的轴向轮廓是矩形，适用于外径随长度变化不大的动脉导管。不可降解节段区域的显影结构可以帮助支架在植入动脉导管 82 时准确定位，使得 24mm 长的支架在 20mm 长的动脉导管内释放后，其两端的不可降解节段区域各有 4mm 长的部分仍在动脉导管 82 内，其余伸出动脉导管 82 并伸入主动脉 81 和肺动脉 83 内。分别伸入主动脉 81 和肺动脉 83 内的 2mm 长的不可降解节段会各自倾向外翻 150 度和 120 度，但实际效果为外翻区域各自贴合主动脉内壁和肺动脉内壁，在支架端部周向上形成近似帽沿的不连续的环形区域 21 和 22。在本实施例中，在图 12 中，不可降解节段 123 发生外翻的部分设置成分别从该支架的两端面的圆周向外辐射的类似“V”字形的图形结构，该图形结构所在的平面或曲面形成围绕该支架的端面的环形区域 21。不可降解节段 121 发生外翻的部分设置成分别从该支架的两端面的圆周向外辐射的类似“V”字形的图形结构，该图形结构所在的平面或曲面形成围绕该支架的端面的环形区域 22。故支架植入动脉导管 82 后即刻，可以通过介入的方式放置动脉导管未闭封堵装置。因支架的不可降解节段区域相对可降解节段区域的电位更正，作为阴极和可降解节段区域间形成腐蚀电偶对，可以大大促进可降解节段区域 111 和 112 的降解。

在植入动脉导管 82 一段时间后，该支架和动脉导管壁接触的节段区域会被新生血管组织包埋起来，支架端部的不可降解节段区域 121、123 中至少有部分也被包埋在动脉导管的新生血管组织中，即使支架的可降解节段区域 111 和 112 完全降解了，支架端部的不可降解节段 121、123 也不会降解脱落导致栓塞。其被包埋在新生血管组织中的可降解节段区域和端部的不可降解节段区域伸出动脉导管暴露在肺动脉和主动脉血流中的部分之间形成了氧浓差腐蚀，进一步促进可降解节段区域 111 和 112 的腐蚀。

该支架植入动脉导管后，在一定时间内可以维持动脉导管的开通。随着支架的长度 6mm 的可降解节段区域 112 逐渐降解至丧失结构完整性，其接触的动脉导管段在支架植入 1.5 年后均可以通过外科手术直接结扎。

以上所述实施例的各技术特征可以进行任意的组合，为使描述简洁，未对上述实施例中的各个技术特征所有可能的组合都进行描述，然而，只要这些技术特征的组合不存在矛盾，都应当认为是本说明书记载的范围。

以上所述实施例仅表达了本发明的几种实施方式，其描述较为具体和详细，但并不能因此而理解为对发明专利范围的限制。应当指出的是，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。因此，本发明专利的保护范围应以所附权利要求为准。

权 利 要 求 书

1、一种支架，其特征在于，所述支架包括至少一可降解节段区域和至少一不可降解节段区域，所述可降解节段区域和所述不可降解节段区域相互连接，至少一个所述可降解节段区域的轴向长度不低于 3mm，所述支架的至少一端部设置有轴向长度不低于 3mm 的所述不可降解节段区域。

5 2、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述可降解节段区域的材料为可降解聚合物材料或可降解金属材料，所述不可降解节段区域的材料为金属材料。

10 3、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述支架为球扩式支架，所述不可降解节段区域的材料选自金、银、铂、铈、铈、钽、钨、钴、铬、钼、铌中至少一种，所述可降解节段区域的材料选自镁、铁、锌、镁基合金、铁基合金、锌基合金、聚乳酸或者聚碳酸酯。

4、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述支架为自膨式支架，所述不可降解节段区域的材料为镍基合金或钛基合金，所述可降解节段区域的材料为铁基合金，所述铁基合金选自铁锰合金，铁镍合金，铁铂合金或铁钯合金。

15 5、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述支架为自膨式支架，所述不可降解节段区域中至少有部分节段为外翻或外卷部分。

6、如权利要求 5 所述的支架，其特征在于，所述外翻或外卷部分在所述自膨式支架的端部周向上形成近似帽沿的环形区域，所述环形区域呈连续状态或不连续状态。

20 7、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述支架在释放后无约束下的轴向轮廓是矩形、锥形、腰鼓形或者哑铃形。

8、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，位于所述支架的端部的所述不可降解节段区域上或者所述可降解节段区域上设置有显影结构。

25 9、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述可降解节段区域的至少部分表面区域设置有表面微孔、盲槽、通孔、中空孔或涂层中的至少一种，所述表面微孔、所述盲槽、所述通孔、所述中空孔、所述涂层上携载促进腐蚀或者吸收的物质。

30 10、如权利要求 1 所述的支架，其特征在于，所述支架的至少部分表面区域设置有表面微孔、盲槽、通孔、中空孔、涂层中的至少一种，所述表面微孔、所述盲槽、所述通孔、所述中空孔、所述涂层上携载抗增生、抗肿瘤、抗炎、抗栓或抗敏的药物。

11、一种支架系统，包括如权利要求 1~10 中任一所述的支架。

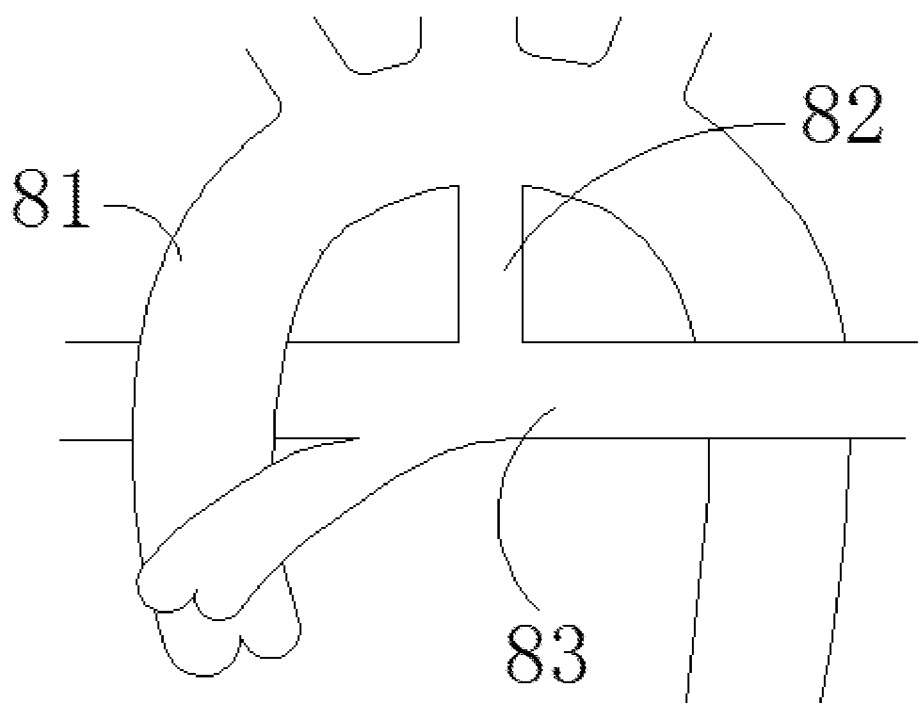


图 1

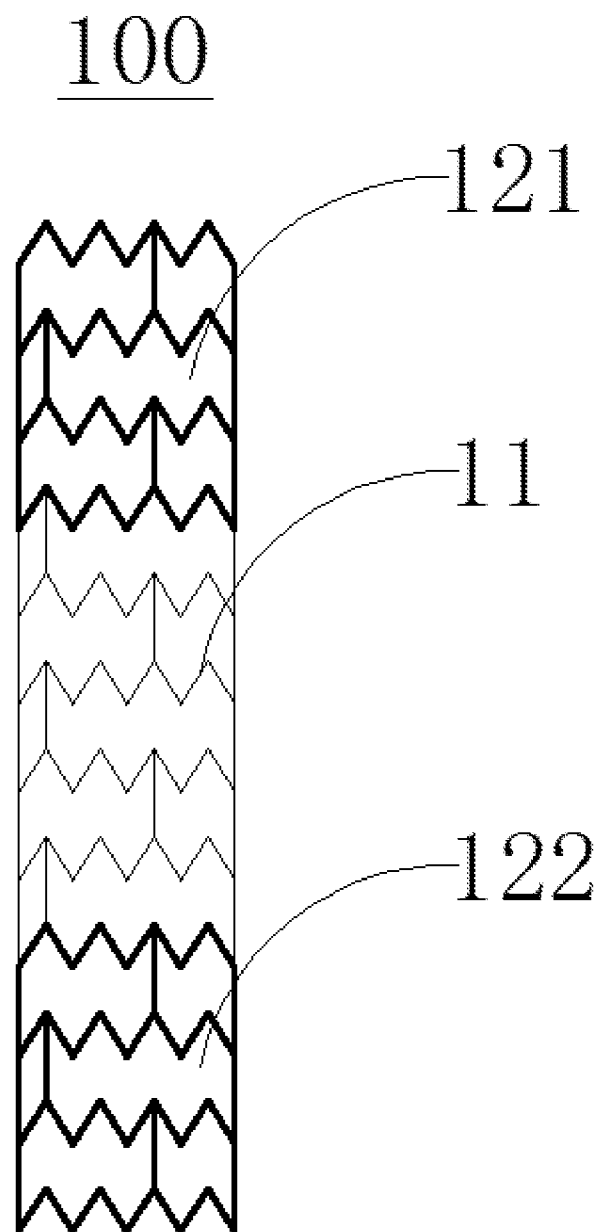


图 2

200

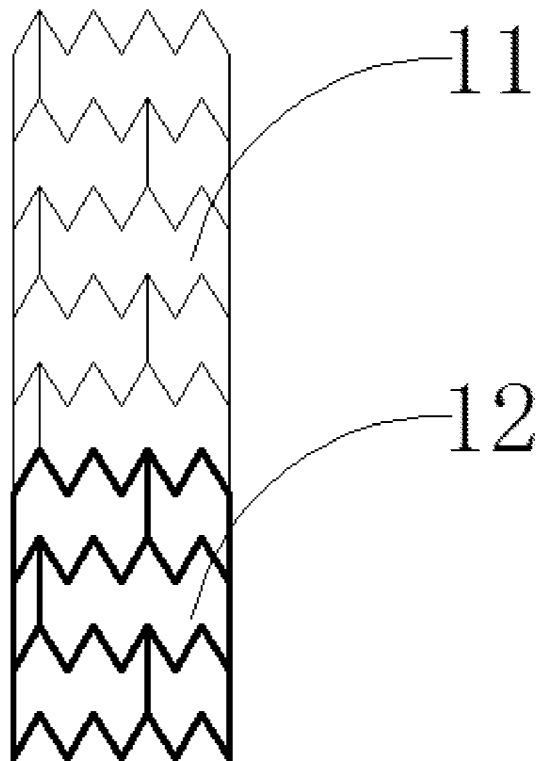


图 3

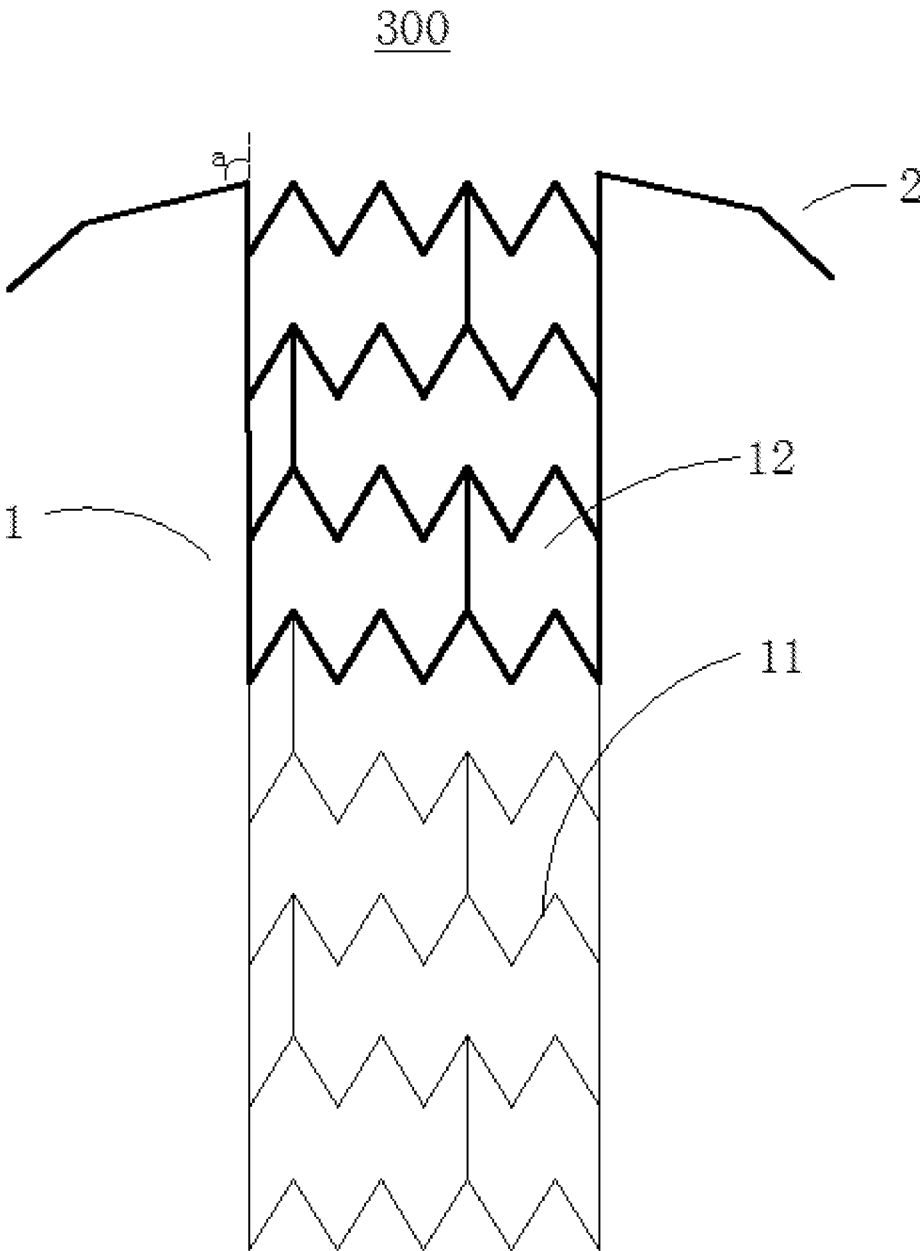


图 4

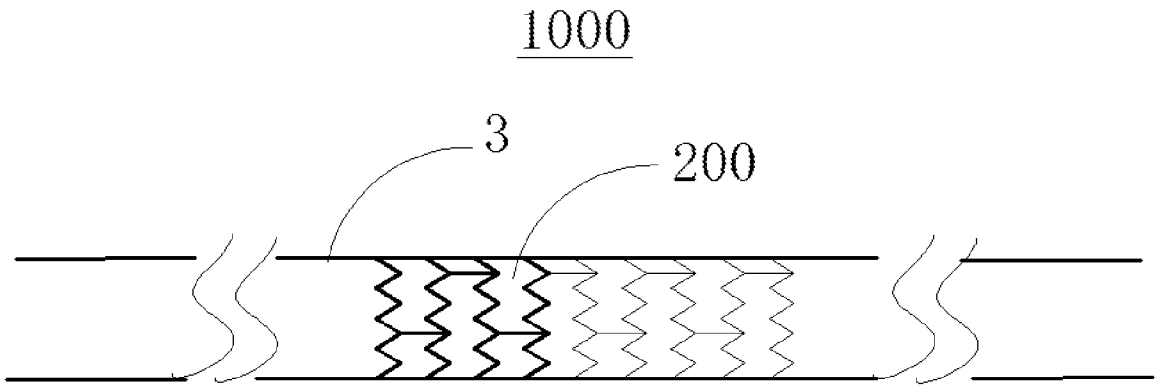


图 5

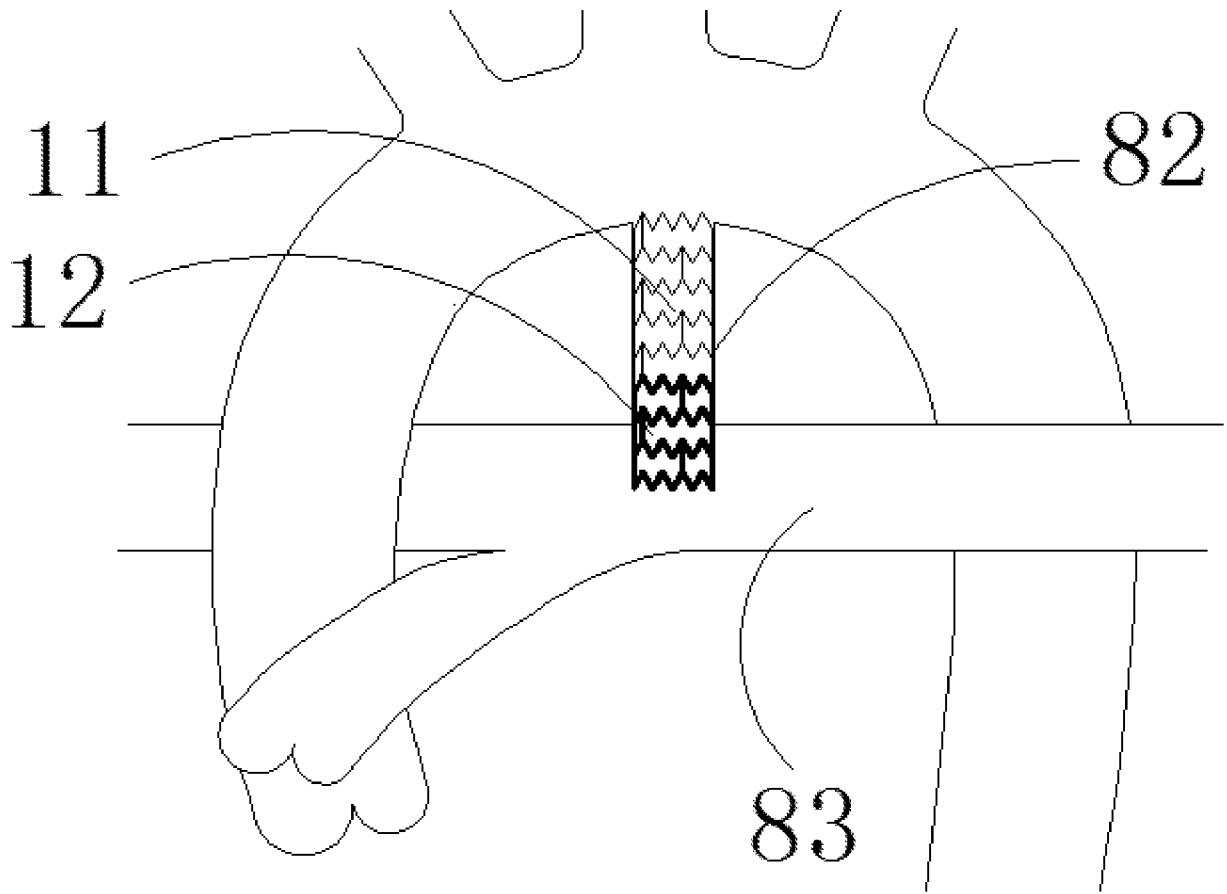


图 6

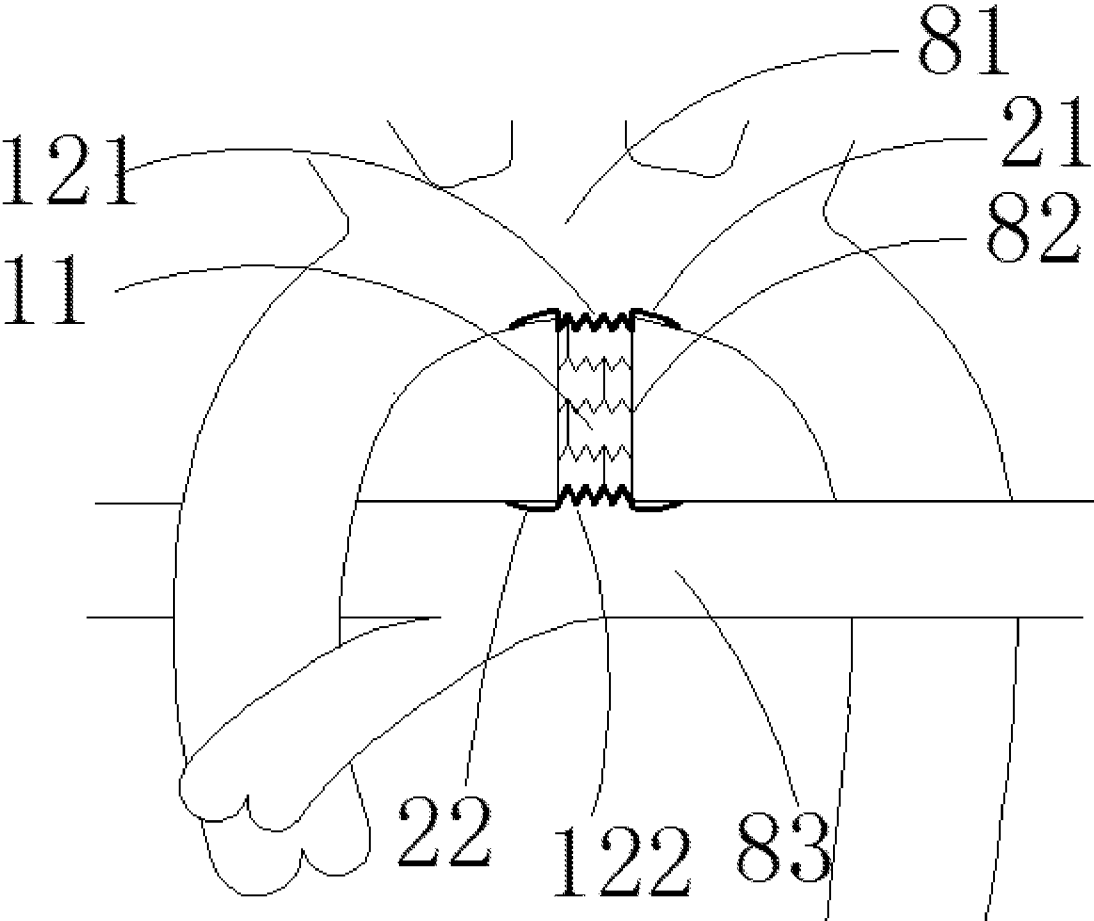


图 7

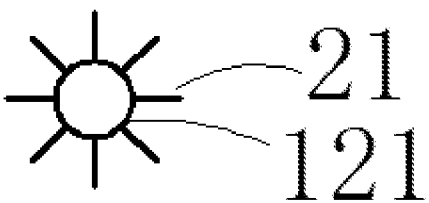


图 8

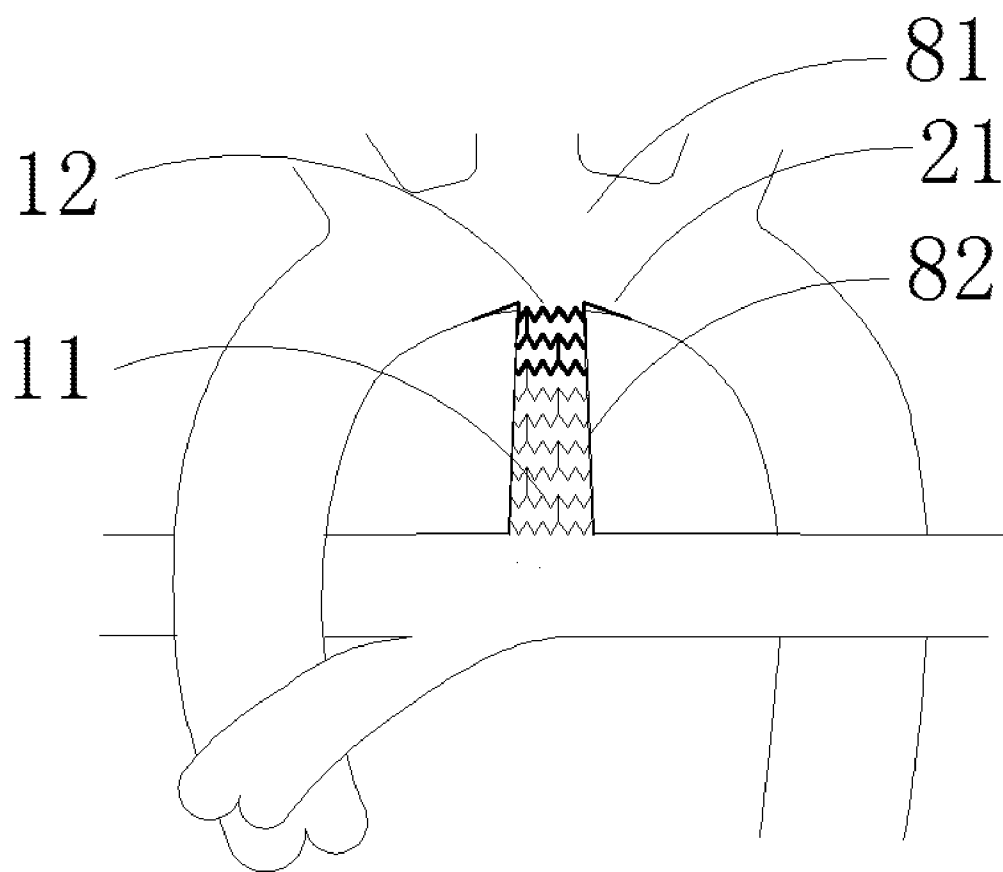


图 9

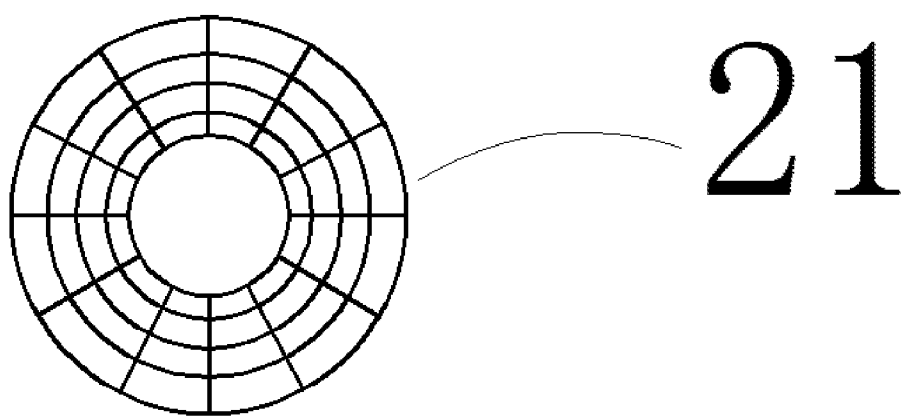


图 10

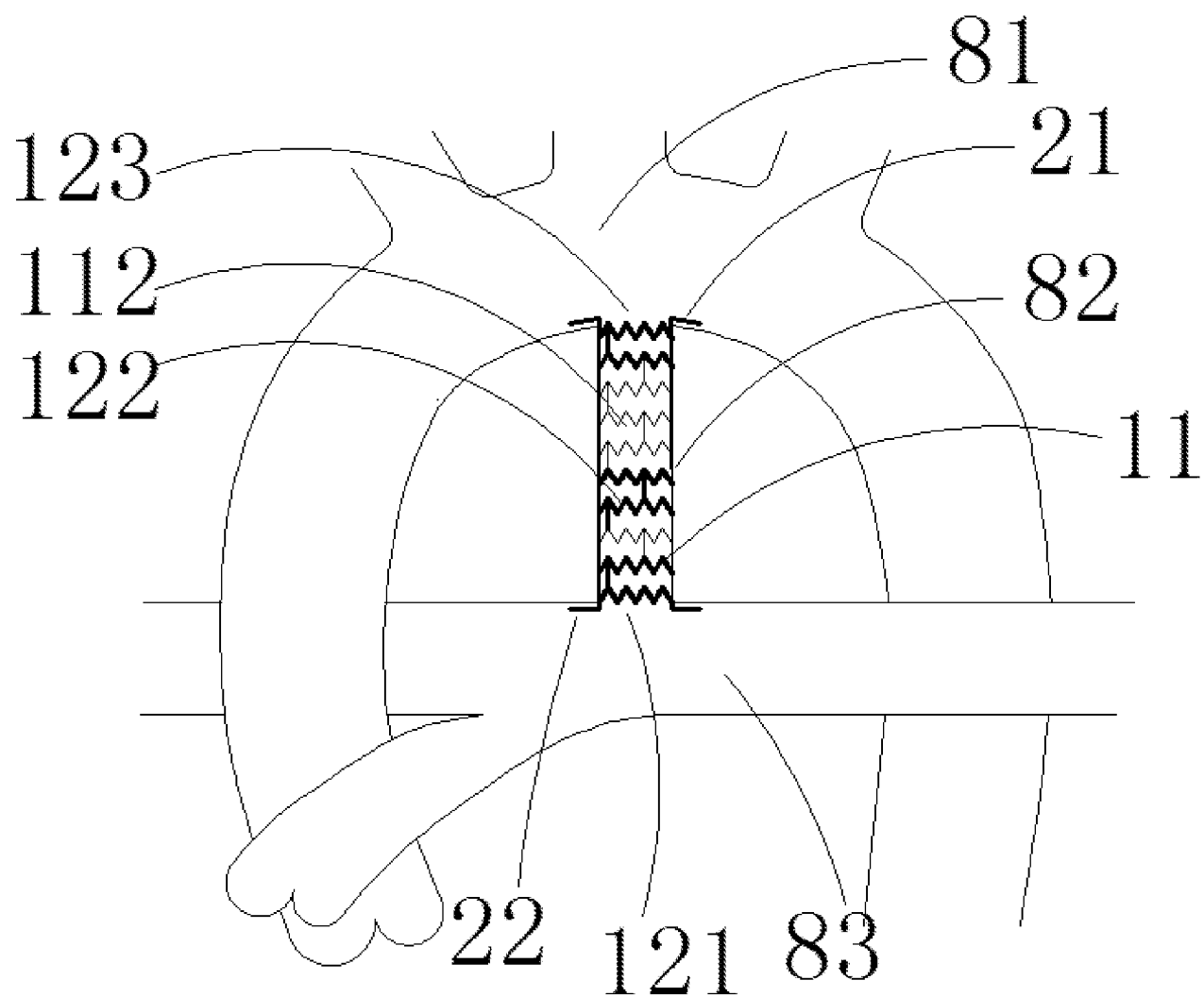


图 11

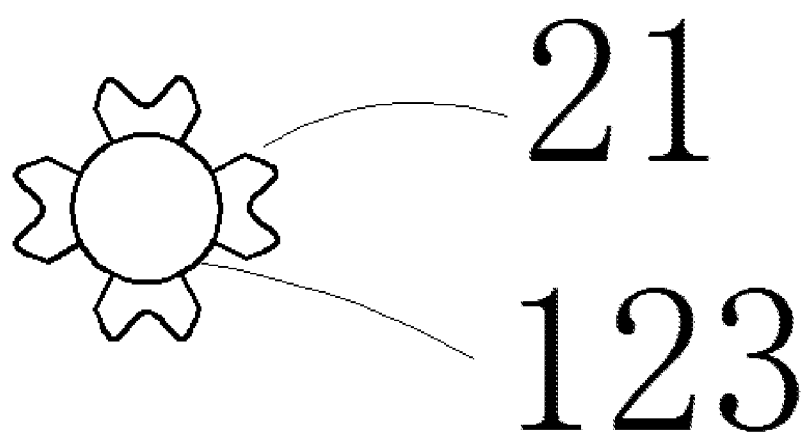


图 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/CN2019/114687

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F 2/915(2013.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

CNPAT, CNKI, WPI, EPODOC: 先健, 林文娇, 不可降解, 支架, 可降解, degrad+, stent, length, coat

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
PX	CN 109700581 A (LIFETECH SCIENTIFIC (SHENZHEN) CO., LTD.) 03 May 2019 (2019-05-03) claims 1-11	1-11
Y	CN 102858280 A (MEDTRONIC VASCULAR, INC.) 02 January 2013 (2013-01-02) description, paragraphs [0031]-[0037], and figures 1-5	1-11
Y	CN 105530895 A (ABBOTT CARDIOVASCULAR SYSTEMS INC.) 27 April 2016 (2016-04-27) description, paragraphs [0217]-[0230], and figure 21	1-11
A	US 7704276 B2 (SYNECOR, L.L.C.) 27 April 2010 (2010-04-27) entire document	1-11
A	CN 101496754 A (TAEWOONG MEDICAL CO., LTD. et al.) 05 August 2009 (2009-08-05) entire document	1-11
A	CN 106456309 A (BOSTON SCIENTIFIC SCIMED, INC.) 22 February 2017 (2017-02-22) entire document	1-11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

16 January 2020

Date of mailing of the international search report

23 January 2020

Name and mailing address of the ISA/CN

China National Intellectual Property Administration
No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing
100088
China

Facsimile No. (86-10)62019451

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/CN2019/114687

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
CN	109700581	A	03 May 2019	None			
CN	102858280	A	02 January 2013	EP	2560590	A1	27 February 2013
				US	9326870	B2	03 May 2016
				US	2011264186	A1	27 October 2011
				WO	2011133277	A1	27 October 2011
CN	105530895	A	27 April 2016	WO	2015038875	A1	19 March 2015
				EP	3043753	B1	26 December 2018
				CN	110013372	A	16 July 2019
				US	10004834	B2	26 June 2018
				HK	1221632	A1	09 June 2017
				CN	105530895	B	11 January 2019
				US	2015081000	A1	19 March 2015
				EP	3494933	A1	12 June 2019
				US	2018272044	A1	27 September 2018
				JP	2016535647	A	17 November 2016
				EP	3043753	A1	20 July 2016
US	7704276	B2	27 April 2010	US	8771337	B2	08 July 2014
				US	2010256734	A1	07 October 2010
				US	2007026132	A1	01 February 2007
CN	101496754	A	05 August 2009	KR	100961466	B1	08 June 2010
				KR	20090083114	A	03 August 2009
				CN	101496754	B	28 September 2011
CN	106456309	A	22 February 2017	EP	3128960	A1	15 February 2017
				US	2015282922	A1	08 October 2015
				KR	101846769	B1	06 April 2018
				KR	20160145072	A	19 December 2016
				JP	2017513582	A	01 June 2017
				JP	6356262	B2	11 July 2018
				US	9907644	B2	06 March 2018
				WO	2015157281	A1	15 October 2015
				US	2017265981	A1	21 September 2017

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2019/114687

A. 主题的分类 A61F 2/915 (2013.01) i 按照国际专利分类 (IPC) 或者同时按照国家分类和 IPC 两种分类		
B. 检索领域 检索的最低限度文献 (标明分类系统和分类号) A61F 包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献 在国际检索时查阅的电子数据库 (数据库的名称, 和使用的检索词 (如使用)) CNPAT, CNKI, WPI, EPDOC: 先健, 林文娇, 不可降解, 支架, 可降解, degrad+, stent, length, coat		
C. 相关文件		
类 型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求
PX	CN 109700581 A (先健科技深圳有限公司) 2019年 5月 3日 (2019 - 05 - 03) 权利要求1-11	1-11
Y	CN 102858280 A (美敦力瓦斯科尔勒公司) 2013年 1月 2日 (2013 - 01 - 02) 说明书第[0031]-[0037]段, 附图1-5	1-11
Y	CN 105530895 A (雅培心血管系统有限公司) 2016年 4月 27日 (2016 - 04 - 27) 说明书第[0217]-[0230]段, 附图21	1-11
A	US 7704276 B2 (SYNECOR, L. L. C.) 2010年 4月 27日 (2010 - 04 - 27) 全文	1-11
A	CN 101496754 A (太雄医疗器械株式会社 等) 2009年 8月 5日 (2009 - 08 - 05) 全文	1-11
A	CN 106456309 A (波士顿科学国际有限公司) 2017年 2月 22日 (2017 - 02 - 22) 全文	1-11
☐ 其余文件在C栏的续页中列出。 ☒ 见同族专利附件。		
* 引用文件的具体类型: “A” 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件 “E” 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利 “L” 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件 (如具体说明的) “O” 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件 “P” 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件 “T” 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件 “X” 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性 “Y” 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性 “&” 同族专利的文件		
国际检索实际完成的日期 2020年 1月 16日		国际检索报告邮寄日期 2020年 1月 23日
ISA/CN的名称和邮寄地址 中国国家知识产权局 (ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088 传真号 (86-10)62019451		受权官员 李尹岑 电话号码 86-(10)-53962490

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2019/114687

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	109700581	A	2019年 5月 3日	无			
CN	102858280	A	2013年 1月 2日	EP	2560590	A1	2013年 2月 27日
				US	9326870	B2	2016年 5月 3日
				US	2011264186	A1	2011年 10月 27日
				WO	2011133277	A1	2011年 10月 27日
CN	105530895	A	2016年 4月 27日	WO	2015038875	A1	2015年 3月 19日
				EP	3043753	B1	2018年 12月 26日
				CN	110013372	A	2019年 7月 16日
				US	10004834	B2	2018年 6月 26日
				HK	1221632	A1	2017年 6月 9日
				CN	105530895	B	2019年 1月 11日
				US	2015081000	A1	2015年 3月 19日
				EP	3494933	A1	2019年 6月 12日
				US	2018272044	A1	2018年 9月 27日
				JP	2016535647	A	2016年 11月 17日
				EP	3043753	A1	2016年 7月 20日
US	7704276	B2	2010年 4月 27日	US	8771337	B2	2014年 7月 8日
				US	2010256734	A1	2010年 10月 7日
				US	2007026132	A1	2007年 2月 1日
CN	101496754	A	2009年 8月 5日	KR	100961466	B1	2010年 6月 8日
				KR	20090083114	A	2009年 8月 3日
				CN	101496754	B	2011年 9月 28日
CN	106456309	A	2017年 2月 22日	EP	3128960	A1	2017年 2月 15日
				US	2015282922	A1	2015年 10月 8日
				KR	101846769	B1	2018年 4月 6日
				KR	20160145072	A	2016年 12月 19日
				JP	2017513582	A	2017年 6月 1日
				JP	6356262	B2	2018年 7月 11日
				US	9907644	B2	2018年 3月 6日
				WO	2015157281	A1	2015年 10月 15日
				US	2017265981	A1	2017年 9月 21日