



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102125470 A

(43) 申请公布日 2011.07.20

(21) 申请号 201110052835.8

(22) 申请日 2011.03.04

(66) 本国优先权数据

201110033317.1 2011.01.30 CN

(71) 申请人 王嘉贤

地址 116021 辽宁省大连市沙河口区民政街
400-8-3

申请人 刘俊

(72) 发明人 王嘉贤 刘俊

(74) 专利代理机构 大连东方专利代理有限责任

公司 21212

代理人 陈红燕

(51) Int. Cl.

A61F 2/06 (2006.01)

A61F 2/82 (2006.01)

A61F 2/84 (2006.01)

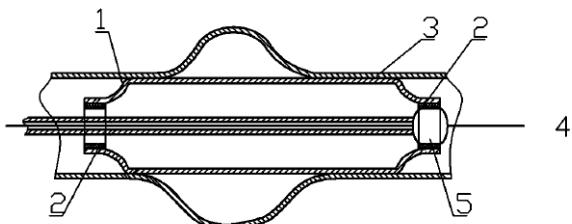
权利要求书 1 页 说明书 13 页 附图 8 页

(54) 发明名称

支架型血管及将其植入人体的专用牵引工具

(57) 摘要

本发明涉及一种用于介入治疗的支架型血管及将其植入人体的专用牵引工具。所述支架型血管包括人造或动物血管及出、入口端内的三种结构的固定用支撑圈，其中包括具有径向回弹力的可拆卸式支撑圈。所述专用牵引工具尤其适合 Y 型支架进入人体迂曲或狭窄部位。本发明的支架血管非常柔软，易植入分支血管，送达迂曲部位。由于它的主干与分支是一体的，因此植入人体时定位容易，不会渗漏，安全可靠，又由于结构简单，成本低廉，可制成各种直径、变径、长度的支架血管，长度不受限制，使之适用范围广。



1. 一种支架型血管,包括人造血管或动物血管,其特征在于:

所述人造血管或动物血管的出口端和入口端的内壁上分别设有支撑圈;

所述支撑圈呈圆形筒状卡环,筒壁上平行于轴线方向有一个断口;

所述支撑圈在支撑状态下,其断口处首尾相连接或间距很小。

2. 根据权利要求 1 所述的支架型血管,其特征在于:

所述卡环断口两边呈单平齿叉口状,即断口一边的卡环端以其宽度方向的中心线为对称轴形成一个宽度较所述卡环宽度窄的平头齿牙,与之相对的断口另一边的卡环端形成一个与所述平头齿牙对应的平槽口。

3. 根据权利要求 1 所述的支架型血管,其特征在于:

所述支撑圈是具有径向回弹力的可拆卸卡环,从垂直于其中心轴的横截面上看,所述卡环断口一边的卡环端呈三角形凸起,与之相对的断口另一边的卡环端呈与所述三角形凸起对应配合的 V 型槽口。

4. 根据权利要求 1-3 任一所述的支架型血管,其特征在于:

所述支撑圈的全部表面包覆有聚四氟乙烯层或膨体聚四氟乙烯层或聚氨酯。

5. 根据权利要求 1-3 任一所述的支架型血管,其特征在于:

所述支撑圈在沿其宽度方向的中间位置与人造血管或动物血管的内壁局部缝合或粘结。

6. 根据权利要求 4 所述的支架型血管,其特征在于:

所述支撑圈在沿其宽度方向的中间位置与人造血管或动物血管的内壁局部缝合或粘结。

7. 根据权利要求 1-3 任一所述的支架型血管,其特征在于:

在所述支撑圈的外壁上均布点状凸起和 / 或弧状环周凸起,所述弧状环周凸起位于所述支撑圈宽度方向的中间位置。

8. 根据权利要求 4 任一所述的支架型血管,其特征在于:

在所述支撑圈的外壁上均布点状凸起和 / 或弧状环周凸起,所述弧状环周凸起位于所述支撑圈宽度方向的中间位置。

9. 根据权利要求 5 所述的支架型血管,其特征在于:

在所述支撑圈的外壁上均布点状凸起和 / 或弧状环周凸起,所述弧状环周凸起位于所述支撑圈宽度方向的中间位置。

10. 根据权利要求 6 所述的支架型血管,其特征在于:

在所述支撑圈的外壁上均布点状凸起和 / 或弧状环周凸起,所述弧状环周凸起位于所述支撑圈宽度方向的中间位置。

11. 一种植入支架型血管的专用牵引工具,包括与扩张用球囊和导丝,其特征在于:

所述导丝系于一个环上,所述环与所述球囊的前端相连接。

12. 一种植入支架型血管的专用牵引工具,包括导丝,其特征在于:

所述导丝中部同一部位固定有两个等长的细丝绳,所述细丝绳的另端分别固定一小块磁钢。

13. 根据权利要求 12 所述的牵引工具,其特征在于:

所述磁钢外包覆有非导磁性的保护层。

支架型血管及将其植入人体的专用牵引工具

技术领域

[0001] 本发明涉及医用支架血管领域,尤其涉及一种用于介入治疗的人体血管内支架型血管及将其植入人体的专用牵引工具。

背景技术

[0002] 医学中,人体各部位动脉瘤的治疗较常采用的是介入治疗方法。由于它微创、简捷、安全、有效等而迅速获得了人们的大量采用。当血管瘤尺寸较大时,必须选用尺寸大于血管瘤在血管内的长度的支架。由于人体内的血管走向迂曲及血管尺寸等原因,尺寸较大的支架无法植入病变部位。另外,血管瘤的尺寸较大时,找不到满足尺寸要求的支架。现有的Y型分叉支架是分段制造的,分段植入,在人体内对接各分支支架,这种结构要求保证制造精度,手术操作复杂,时间长,要求各方位必须精确操作,对接接口多,影响可靠性。

[0003] 中国专利《一种血管内裸支架》(授权公告号CN101268971B)的说明书中提到:“采用选择性覆膜支架在封闭动脉瘤颈的同时可以避免封堵穿通支,但手术定位难度大。由于脑动脉多处于末梢部位,细小而且迂曲的血管对支架的导入性和柔顺性、操作的纵向灵活性要求较高,致使血管内覆膜支架在颅内的应用还受到一定的限制,不易送达小血管极其迂曲的载瘤部位。”

[0004] 中国专利申请《局部密网血管内支架》(公开号CN101569573A)的说明书中提到:“宽颈动脉瘤病变的介入治疗,是当代手术的一道难题。现有手术方式有几种:1是支架辅助栓塞动脉瘤,在载瘤血管内植入支架后,再用导丝寻找支架的网眼,并穿过支架网眼进行动脉瘤的栓塞,而寻找支架网眼的操作很难。2是用球囊保护辅助栓塞动脉瘤,操作繁琐,有时撤出球囊后仍有弹簧圈脱出的风险;即使是窄颈动脉瘤,使用弹簧圈栓塞,也需分次逐一填塞,繁琐、昂贵,而且总伴随着填塞不满或填塞过度的问题。3是用覆膜支架封闭动脉瘤,但覆膜支架一般较粗,也比较硬,很难进入较细的血管,尤其是脑血管有很多重要的分支,覆膜支架封闭动脉瘤口的同时,必然会封闭与支架覆膜段对应的等长血管的所有分支。另有一种很少应用的支架辅助栓塞宽颈动脉瘤手术,为了避开寻找支架网眼的工作,则提前将另一根微导管放置在支架和血管壁之间,释放支架后,通过微导管栓塞住动脉瘤后,再从支架和血管壁之间抽出微导管,这种手术方法增加了使用的器械和环节,更有使支架或栓塞物发生移位的风险。”

[0005] 如台湾阳明大学施俊哲先生发表的《胸、腹主动脉瘤微创治疗新趋势》(刊载于临床医学 2007 ;60 :271-282)一文中记载,主腔内的支架下方的二个开口必须准确对准二个分支支架,见图 1 和图 2。

[0006] 又如美国美敦力公司的产品(Medtronic TALENTTM)介绍中的腹主动脉支架,见图 3,它的结构是用镍钛合金丝以 Z 型走向绕制而成,在其外面覆涤纶膜,就存在上述问题。

[0007] 又如美国波士顿科学公司或美国美敦力公司的产品介绍,见图 4,同样存在着上述问题。

[0008] 从上述图中还可见,支架是用多个镍钛合金采取 Z 形走向构成圆形的弹性钢丝圈

支撑人造血管，人造血管与支架之间是缝合的。这种结构在径向提供了较好的膨胀力，并且提高了支架的柔韧性，较好的解决了支架迂曲血管部位的进入，并且在剧弯角度的血管也可开放。它的不足之处在于：

[0009] 1、人工血管是缝合上的，缝合点多，在缝合时会造成产品的磨损或破裂。缝合口多了，自然影响可靠性。美国波士顿公司的 Hemashield Vantage 血管支架曾因此原因导致产品召回。2、多个精密的钢丝 Z 型走向的排布和与人造血管的逐个缝合及其多项技术要求使得该项技术对材料、技术、设备等要求高，制造工艺相当复杂，使产品成本高，产品的价格昂贵，影响了它的推广使用。3、Z 型网是密布的，故金属覆盖率高。4、瘤腔内的这段人造血管支架并不需要由 Z 型走向的弹性网提供向外的支撑力，这个人工支架血管内的径向力的存在恰恰影响了人造血管的寿命。另外，瘤腔是空的，瘤腔内这段金属的存在增加人工血管的负荷，进一步影响了人工血管的寿命，还影响动脉的运动。5、见图 1、2、3、4，血管直径不同或支架较长时或有分支血管时，需分几段输送，定位困难，手术时间长，接口多，渗出血的几率大。又由于手术时间长，患者及医务人员接受 X 射线的照射时间长。6、聚四氟乙烯做人工血管时，存在着老化问题，通常，聚四氟乙烯材料的老化寿命大约 30 年，这个寿命用于年轻人恐怕难以满足寿命要求。7、密布的 Z 型走向的金属网的存在加之其本身存在弹性就必然使它本身有一定的硬度，加之轴向不可压缩，故柔顺性不可能十分理想。尤其压缩在套管内时，其硬度随压缩量的增加相应增加。直径大、尺寸长时，在 Z 型网丝有一定硬度且压缩后更硬的情况下，仍难通过迂曲狭窄部位。8、Z 形走向的金属网和缝合线暴露在血液中，Z 形走向导致金属丝的路径长，再加上缝合线长度，这样，增加形成血栓的机会。此外，Z 形走向必然不可能处处压紧人造血管，使未能压到的人造血管边缘可能翘起，其上易形成血栓，尤其抗凝血药物失效后。另外，支架有一定的硬度，影响脉动，易形成血凝。9、颈部是人体活动频繁、活动度大的地方。由于支架有一定的硬度，颈部活动受到限制使人不十分舒服。

[0010] 美国波士顿科学公司制造的 Neuroform 颅内支架，见图 5，它非常精巧，可用于细小的颅内动脉，它除了具有前述的一些不足外，它的长度只有 20mm，只能用于瘤颈宽 12mm 以下，见李江安先生在临床神经外杂志发表的《Neuroform 支架结合弹簧治疗颅内宽颈动脉瘤》一文。中国专利《一种血管内裸支架》（授权公告号 CN101268971B）的说明书提到：Neuroforn 支架同样存在可能造成动脉瘤附近穿支血管受压或闭塞、对于大脑前动脉等迂曲颅内动脉的到位及释放仍存在一定的困难等问题。

[0011] 如前所述的中国专利《一种血管内裸支架》（授权公告号 CN101268971B），公开的血管内裸支架，较好的解决了血管支架穿过迂曲部位等问题，但存在着制造复杂的问题，另外，为了保证弹性，需用金属制作。故当直径和长度尺寸大时难以穿过迂曲部位，尤其压缩后的丝网更硬、更难以弯曲，故尺寸大时更难通过迂曲部位。释放后通透率的数值及通透率的均匀性难以保证等问题。此外，通透率的存在本身并非是一个解决支血管血液供应的理想方案。还有一个问题是：颈部是人体活动频繁、活动度大的部位，由于这种内裸支架有一定的硬度，颈部活动受到限制使人不十分舒服。

[0012] CN101569573A、CN2817766、CN201026247 和 CN2571402 同样存在着上述的一些问题。

[0013] 中国专利《猪血管脱细胞的支架的化学与物理结合的制备方法》（公告号为 CN100594041）的说明书中提到：用他们的方法制备的支架具有细胞外基质保存完好、良好

的生物相容性、适度的生物降解速率、机械强度高、易于缝合等优点。还有利于人体细胞的定植和生长，并能伴随着真的血管的再生而被逐渐降解和吸收。还提到生物血管具有天然支架结构最使血流动性不需抗凝。但它与人体是缝合在一起的，需开腔手术。

发明内容

[0014] 鉴于现有技术所存在的上述不足，本发明公开了一种支架型血管及植入该支架型血管用的牵引工具。

[0015] 本发明的技术解决方案是这样实现的：

[0016] 一种支架型血管，包括人造血管或动物血管，其特征在于：

[0017] 所述人造血管或动物血管的出口端和入口端的内壁上分别设有支撑圈；所述支撑圈可以是弹性材料或记忆合金制作，如镍钛合金或镍铬合金，释放后能够自动膨胀；或者为球囊扩张式支撑圈；或者为具有径向向内回弹力的可拆卸支撑圈的一种或其组合；

[0018] 所述支撑圈呈圆形筒状卡环，筒壁上平行于轴线方向有一个断口；

[0019] 出于密封性能和使用可靠的考虑，所述支撑圈在支撑状态下，其断口处首尾相连接或间距很小；同时，为了防止支撑圈在血管内发生偏转，支撑圈外壁上的最大空间几何尺寸大于所述支架型血管正常供血状态下支撑圈所在的人造血管或动物血管的内径，此处所述支撑圈外壁上的最大空间几何尺寸是指自所述支撑圈上表面外圆周上任意一点起过支撑圈中轴线中点连至所述支撑圈下表面的外圆周上的直线距离。在支撑圈可通过迂曲部位的前提下应适当增加它的长度，以增加支撑圈对血管的径向总压力，以此降低支架型血管位移的可能，同时降低支撑圈对人体血管的压强，进而降低人体的异物不适感或压迫感。若支撑圈为了输送方便制作的尺寸短，仅靠支架型血管的出、入口端的各一个支撑圈无法满足压力和压强的要求时，可在已固定好的支撑圈旁边的支架型血管内壁上再增加支撑圈。支撑圈张开后的压力应保证密封。为尽可能的增加血液的通流面积，支撑圈和支架型血管尽可能薄。这样亦减少形成血栓的可能，并利于向人体血管植入。支撑圈在人体内的位置应选取人不敏感部位，以使人感到更舒适。

[0020] 进一步的，所述卡环断口两边呈单平齿叉口状，即断口一边的卡环端以其宽度方向的中心线为对称轴形成一个宽度较所述卡环宽度窄的平头齿牙，与之相对的断口另一边的卡环端形成一个与所述平头齿牙对应的平槽口。这种结构在环向不会产生密封缺口，可以在很宽的伸缩尺寸范围内保证密封。尤其对于人体类似于颈部活动部位更有利千时刻保证密封。

[0021] 考虑人造血管老化后的更新问题，所述支撑圈可以是具有径向向内回弹力的可拆卸卡环，从垂直于其中心轴的横截面上看，所述卡环断口一边的卡环端呈三角形凸起，与之相对的断口另一边的卡环端呈与所述三角形凸起对应配合的V型槽口。手术中用球囊撑开支撑圈，卸压后，依靠其自身良好的回弹力使三角形的凸起插入V型槽口内，这种结构的支撑圈不需要撑的太大，减少了对人体血管的伤害，由于是闭合的，人的剧烈运动不会使它回弹，安全可靠，用非圆形气囊在开口侧面附近撑开后即可通过回弹收缩后用球囊撑着拆出。用动物血管或降解材料制作支架时，待其降解后，可从体内拆出来，或者用抗增生药物后，人体血管长出后拆下。当人造血管老化后，可用这种可拆卸支撑圈来更换支架血管。前提是：选用的血管材料自身或通过药物使人体置入的部位不增生。

[0022] 支架型血管植入人体血管后,在迂曲或狭窄部位若人造血管狭窄,可在狭窄部位再植入支撑圈撑开,支撑圈的全部表面最好包覆一层薄薄的聚四氟乙烯层或膨体聚四氟乙烯层或聚氨酯。二者是烧结在一起的,亦可以用医用胶粘结在一起,还可以采用热喷涂的工艺,或者是将聚四氟乙烯或膨体聚四氟乙烯或聚氨酯熔化后将所述支撑圈浸入聚四氟乙烯或膨体聚四氟乙烯或聚氨酯液体中成型为一体。无论是支撑圈的径向内外表面还是其轴向的两个侧面,均被所述聚四氟乙烯层或膨体聚四氟乙烯层或聚氨酯层包覆住,利用聚四氟乙烯或膨体聚四氟乙烯或聚氨酯的不溶性和不易聚集颗粒的特点使表面不易结垢和形成血栓及避免增生。对于可拆卸式的支撑圈,这一点更具有突出的意义。聚氨酯材料具备良好的顺应性和弹性,具有优良的抗血栓性。它可在更短的时间内实现内皮化。

[0023] 更进一步的,所述支撑圈在沿其宽度方向的中间位置与人造血管或动物血管的内壁局部缝合或粘结。如在支撑圈断口处对侧外壁与人造或动物血管粘结在一起或缝在一起。或者支撑圈局部翻边从人造或动物血管的外壁夹紧固定。

[0024] 更进一步的,为了防止人造或动物血管制造的支架血管在人体内滑移,在所述支撑圈的外壁上均布点状凸起和 / 或弧状环周凸起,所述弧状环周凸起位于所述支撑圈宽度方向的中间位置。

[0025] 考虑更加快捷的植入所述支架型血管,尽可能地缩短手术时间,以及减少 X 射线照射时间,本发明同时公开了两种植入支架型血管的牵引工具:

[0026] 其中一种牵引工具包括与扩张用球囊和导丝,其特征在于:

[0027] 所述导丝系于一个环上,所述环与所述球囊的前端相连接;具体的,所述球囊与所述环之间通过一段丝绳固定连接。

[0028] 另一种牵引工具,包括导丝,其特征在于:

[0029] 所述导丝中部同一部位固定有两个等长的细丝绳,所述细丝绳的另端分别固定一小块磁钢。

[0030] 进一步的,所述磁钢外包覆有非导磁性的保护层。

[0031] 下面将就本发明所述的支架型血管、其植入过程及植入用的牵引工具作进一步的具体描述:

[0032] 选取外径略小于人体病变血管部位旁边正常血管内径、长度尺寸及形状符合实际所需的一段人造或动物血管,在人造或动物血管的出入口端的内壁上固定有支撑圈构成本发明所述的支架型血管。由于人造或动物血管略小于人体病变血管的直径,加上人造血管或动物血管特别光滑柔软,只有支架的出入口端有一小段金属,故通常情况下,无论是否采用外压缩套管,都很容易将所述支架型血管送达病变部位。所述支撑圈可以采用自膨胀式的,亦可以采用球囊扩张式的,即现有常用的二种支架;此外,本发明中还公开了一种具有径向回弹力的可拆卸式支撑圈。采用球囊扩张式支撑圈时,可不用外压缩套管,利用球囊撑着支撑圈直接输送支架。因支撑圈是非膨胀的,若采用套管输送,可以用很柔软的套管。对于无分支血管的直型支架,最好在一根囊管上同时装二个球囊同步送进,每个球囊各撑一个支撑圈。这样做使支撑圈在体外定位非常方便,节省标记点,节省手术时间。若采用一个有效膨胀距离大于二个支撑圈间距的气囊,可以将支架血管与人体血管之间的血液挤出来。为了防止无支撑圈部位的气囊膨胀量大于有支撑圈部位的气囊膨胀量而伤及血管,可事先在支撑圈与气囊之间加一个轴向长度不大于支撑圈轴向长度的具有向内收紧力的垫

圈,采用自膨胀式支撑圈时,采用支架外压缩套管输送系统输送。

[0033] 对于 Y 型分支血管或带多个分支血管的情况,人造血管支架需制成与人体病变部位周围健康血管相似的形状和尺寸,由于仅仅各出入口端的内壁上有金属支撑圈,而无金属支撑圈的部位的人造血管是极其柔软光滑的,因此,很容易将带分支结构的血管支架整体的植入人体内;根据当人体主干血管和分支血管的夹角的大小,可将植入情形大致分成二种:

[0034] 第一种情形:当人体主干血管和分支血管的夹角较小时

[0035] 在人体上切二个口,一个是支架植入的进口,另一个切口为支架分支血管植入的牵引口,支架植入前,从所述牵引口将球囊送出进口后用球囊撑着支架型血管分支上的支撑圈,与主干支架血管同步进入人体,当支架型血管分支到达人体内的分支血管口时,利用球囊牵引分支血管支架进入人体分支血管。在人体主干血管和分支血管的夹角较小时,使支架型血管的分支顺利进入人体分支血管的措施是:支架型血管的分支到达人体血管的分支血管时,从二端拉住穿过人体分支血管和支架血管分支的导丝,使气囊带着支架型血管分支被这个导丝逼(引)入人体血管分支内。这种方法球囊及支架型血管不会弹向瘤腔,故不会伤害已脆弱的血管瘤。另外人造支架型血管的分支部位连同与它相连的附近的主干部分,可以制作的稍硬一些。靠这个弹力帮助引导支架血管分支进入人体分支血管内。同样可利用拉住穿过人体和支架这 2 个分支血管的导丝的办法来引导球囊从人体割开的牵引口送出体外。

[0036] 一种稳妥的办法:是通过一种专用的牵引工具进行植入:所述支架型血管分支制作柔软,在所述导丝的中间固定有专用的牵引工具夹住人造支架血管的分支的内外壁来实现的。所述专用的牵引工具的结构和原理是:一根足够长的导丝的中间同一部位与两个等长的细丝或绳的一端固定,每个细丝或绳的另一端固定一小块磁钢,磁钢之间的吸合力产生的夹紧力在能保证通过导丝将柔软的支架血管的分支牵引至人体的分支血管后再稍加点向外的拉力即可使磁钢与人造支架血管的分支脱开。为了避免磁钢进入人体后对人体产生的不利影响或磁钢可能产生的破碎,在磁钢外包覆有非导磁材料的保护层,如 304 或 316 或塑料。采用上述牵引工具植入所述支架型血管的操作是这样的:所述导丝经支架型血管主干进入再经支架型血管分支口出来后再经人体入口进入人体分支血管送出人体的牵引口。用这根导丝上的两块磁钢自支架型血管的分支的内外壁对夹,在向人体植入支架的同时拉牵引口外的这根导丝即可以。采用上述牵引工具将人造支架型血管的分支牵引至人体分支血管内,克服了球囊较硬而不易穿过人体迂曲或分支血管的问题。支架血管分支植入到位后,撑开支架型血管主干血管上的二个支撑圈后,在牵引口处向外拉导丝,直至牵引工具与支架血管分支脱开后从牵引口处拉出牵引工具,将牵引工具连同导丝一同剪掉,从人体切开的牵引口沿这根剩余的导丝送入球囊撑开支架血管分支内的支撑圈。这种方法克服了球囊难以穿过迂曲部位的难题。

[0037] 一种更为稳妥的方法:是通过另一种专用的牵引工具来实现的,所述牵引工具包括扩张用球囊和导丝,并且所述导丝的一端连接于一个环上,所述环与所述球囊的前端相连接。支架植入前,从所述牵引口将导丝送出支架型血管植入人体的进口,然后将导丝再穿入支架型血管的分支口后穿出支架血管主干上进入人体的末端口,在这个末端口外,将导丝与所述球囊前端通过环联接在一起,再用该导丝将所述球囊拉进支架血管分支上的支撑

圈处撑着支撑圈,但不撑开。而后,将所述支架型血管通过人体切开的入口送入人体。亦可以事先将导丝与所述支架型血管分支内的支撑圈内的球囊前端带有开孔的环联接在一起,将这根导丝经人体血管的进口送出人体血管的牵引口,用这根导丝将球囊及其支撑的支架型血管分支牵引至人体分支血管内。当支架血管分支到达人体内的分支血管口时,在牵引口处,向外拉牵引口处的导丝,利用导丝牵引球囊将所述球囊上的Y型支架血管分支带入人体内的分支血管内。这种方法利于将柔软的血管支架准确快速的植入人体内需要安放的位置。因人体主干血管粗,进入人体分支血管内的导丝和球囊最好从人体主干血管撤出。为了柔软,减少较硬部分的长度,所述球囊前端的环与气囊前端之间是用一段丝或绳固定在一起。需注意的是:所述支架型血管主干的第一个支撑圈进入人体血管后,依次进入分支血管支架上的支撑圈,主干血管上的另一个支撑圈最后进入人体。采用这种方法和步骤时,支撑圈可以采用球囊扩张式的,亦可是主干血管上的支撑圈采用自膨胀式的。这时,需用外压缩套管将支架血管送达后,撤出外压缩套管。支架型血管分支上的支撑圈可以采用球囊扩张式的。各个支撑圈被带至相应的部位后,将所述支架型血管拉直定位,先撑开分支血管上的支撑圈,再用气囊撑开所述支架型血管主干上的二个支撑圈。多分支支架型血管可采用同样的步骤来完成。

[0038] 第一种Y型支架型血管的植入情形旨在解决支架型血管和球囊不易穿过人体狭窄或迂曲血管的问题,而且二个切口同时送入导丝会节省时间。但是,它的一个明显的不足是在人体上需切开二处血管。

[0039] 第二种植入情形,即针对于分支血管与主干血管的夹角较大的情况下,在人体上切开一个口,向主干血管和分支血管穿入导丝,分别用球囊撑着主干血管支架入口端上的支撑圈和分支血管支架上的支撑圈同步送入人体内后分别进入人体相应的血管后撑开支撑圈即可。亦可采用外压缩套管事先将支架放入外压缩套管内,同时事先用球囊撑着分支血管上的支撑圈一并装入外压缩导管内,分支血管支架上的支承圈在压缩导管内位于主干血管支架上的二个支撑圈之间。采用这个方法和步骤时,支架型血管主干上的支撑圈可以采用球囊扩张式的,亦可以主干支架血管上的支撑圈是自膨胀式的,支架型血管分支上的支撑圈可以采用球囊扩张式的。采用这个方法和步骤,人体上只切一个口,减少对人的伤害。多分支血管支架可采用同样的步骤来完成。很显然,这个植入方法和步骤适于分支血管与主干血管的夹角较大的情形。

[0040] 对于支架型血管主干上的支撑圈,最好先撑开血流上游的支撑圈。

[0041] 供给球囊的压力设定为二个压力等级,所谓一级压力为撑住支撑圈用于输送,但不完全撑开;所谓二级压力大于一级压力,用于完全撑开支撑圈。

[0042] 为了缩短手术时间,提高手术的准确性,在手术前,依照支架的尺寸、标记的方位和距离在电脑中编好空间方位设定程序,将X光机拍照的距离和方位尺寸输入电脑,再由电脑发出指令给医务人员。

[0043] 人造血管可以用涤纶制作,最好是膜状的,以最大限度的保持血管的通流面积。亦可用聚四氟乙烯制作。聚四氟乙烯的老化寿命为30年,若能满足人的寿命要求,最好用聚四氟乙烯制作,聚四氟乙烯不溶、表面不易聚集颗粒,由此不易形成结垢及形成血栓,且不易引起人体增生。为了增加人造血管的强度,可以用线织成网,再将网制成大小符合人体尺寸需要的血管状,然后将此管的内外表面全部用聚四氟乙烯包覆。该种血管要保证弹性以

保证密封。

[0044] 若使用动物血管则最好采用猪血管,猪血管与人的同源性较好,另外猪的器官在人体移植上有着多年成功案例。猪血管的处理另有许多经验,还可采用 CN100594041 介绍的方法处理。可以从不同大小的猪身上选取尺寸与形状合适的血管。

[0045] 无论是人造血管还是动物血管,其抗拉、抗内压、抗折、抗疲劳强度必须保证,同时须耐腐蚀并具有一定的满足人生命要求的抗老化寿命。采用猪血管时,需保证降解速率。

[0046] 与现有技术相比,本发明的有益效果是显而易见的:

[0047] 本发明所公开的支架型血管克服了现有技术的一些不足,解决了现有技术存在的难题,打破了国外垄断,具有结构简单,制造容易,成本低廉的特点。

[0048] 它采用支撑圈和人造或动物血管的组合结构而不用 Z 型走向的多个精密的弹簧及其与人造血管的缝合决定了这一点,仅在人造或动物血管的出入口处装有金属材料制造的支撑圈,使得整个支架简单,非常柔软,极易穿过人体血管内的狭窄或迂曲部位,广泛的满足患者各种病症的需求,亦正因为结构和工艺简单使支架血管很易制成符合人体血管要求的形状和尺寸,因此,弯曲处不会狭窄。同时由于成本低廉,满足了更多患者的需求。如一个手术用进口 Y 型支架 30 万元,用我们的支架按 5 万元计,这样,更多的病人会接受治疗。进口的 Y 型支架分三段,变径的长支架分三段,都增加了手术的难度和时间,且易产生渗漏。而本发明为一体结构,不会渗血。同时,由于手术时间短,减少了患者及医务人员接受 X 光照射的时间。另外,本发明的人造血管上的缝合点少,且缝合点被压在支撑圈外表面上,不会渗漏,进一步提高了使用的可靠性。支撑圈的回弹力使之可以拆卸,满足了人造血管老化或疲劳后更换的需求。由于本发明不同于现有的网状自膨胀支架轴向不可压缩的特点,因此,它占用的外压缩导管的硬区域长度非常短。由此,相当于硬金属段短,若各个支撑圈保持一定距离,则硬段更短,这非常利于穿过人体狭窄或迂曲血管部位。对于球囊扩张式支撑圈,可以采用柔软的外套管,使之更易穿过迂曲部位。亦正由于整体柔软的这个特点,使之在主干血管植入的同时,很容易将人造或动物的分支血管植入人体的分支血管。只是将支撑圈在外压缩导管内按顺序排队并逐个进入相应的部位。由于支撑圈可制成球囊扩张式支撑圈,方便了支架型血管主干和分支之间的尺寸定位,包括方位定位,使手术过程操作非常方便自如。另外,仅出入口处有金属支撑圈,减少了金属覆盖率。对于球囊扩张式支撑圈,可不采用镍钛合金,进一步降低了成本,并且支撑圈表面包覆薄薄一层的聚四氟乙烯或膨体聚四氟乙烯或聚氨酯,利用其不易聚集任何物质的特点,避免了血栓在支架上的聚集与形成。聚氨酯材料具备良好的顺应性和弹性,具有优良的抗血栓性。它可在更短的时间内实现内皮化。

[0049] 采用球囊扩张式支撑圈输送时,可不用外压缩套管,减少了压缩套管占用的空间,进一步降低了成本,并且减少了外压缩套管所占的输送面积,使支架输送十分容易。即使用外压缩套管,因无径向膨胀力,可以用很柔软的外压缩套管,易于输送。另外,对于自膨胀式支撑圈的结构,仅支撑圈上有径向力,故支架较长时,采用本发明的结构,在整个长度上在外压缩套管内向外推送容易。带回弹力的支撑圈,气囊扩张直径小,避免了对人体血管的伤害,其闭合的结构使之不会回弹。保证了可靠性。支架在瘤腔段不存在有径向力的金属网。既减轻了负担,又利于动脉的脉动,不易形成血凝。同时,手术过程中不会造成缺血,减少了后遗症的发生,不存在着要求制造精密的分支血管在手术过程中的对接口,避免了手术

可能的失败及渗漏或人剧烈运动时可能产生的渗漏，克服了现行支架各接口对接困难的问题。由于支架十分柔软，避免了安装于如颈部等位置时，活动是可能产生的不舒适，

[0050] 所述支架型血管的分支利用球囊上的环与导丝相连接，或导丝中间的连接一对磁钢作为专用牵引工具，使得支架型血管分支很易拉入人体分支血管，从而使手术变得简单快捷。采用相似的动物血管时，不存在任何缝合口，有效避免了缝合口处的磨损或破裂，进一步提高了手术的成功率和术后的可靠性。支撑圈上人造或动物血管上有向外的整圈的麻点或者凸起，最大限度的避免了可能发生的相对位移。支撑圈的径向力可任意调整，从而减少了可能的渗漏。它不仅适用于各种升主动脉和主动脉弓部，还适用于各种狭小的动脉血管。

[0051] 本发明的结构利用猪血管与支撑圈构成的支架血管植入人体后有利于人体细胞的定植和生长，并能随着真的血管的再生而被逐渐降解和吸收，解决了增生和形成血栓的问题。由此可免除开胸手术并且支撑圈可在适当的时候拆除。

[0052] 当完全能够抗增生的药物诞生后，带向内回弹力的可拆卸支承圈将具有广阔的应用前景。

附图说明

[0053] 图 1 ~ 5 是现有技术的支架型血管示意图；

[0054] 图 6 是本发明实施例 1 的示意图；

[0055] 图 7 是本发明实施例 2 的示意图；

[0056] 图 8 是本发明实施例 3 的示意图；

[0057] 图 9 和图 10 是本发明实施例 4 的示意图，其中，图 9 是植入前的支架血管示意图，图 10 是支架血管植入人体后的示意图；

[0058] 图 11 和图 12 是本发明实施例 5 的示意图，其中，图 11 是植入前的支架血管示意图，图 12 是支架血管植入人体后的示意图；

[0059] 图 13 和图 14 是本发明实施例 6 的示意图，其中，图 13 是植入前的支架血管示意图，图 14 是支架血管植入后的示意图；

[0060] 图 15 和图 16 是本发明实施例 7 的示意图，其中，图 15 是植入前的支架血管示意图，图 16 是支架血管植入后的示意图；

[0061] 图 17 ~ 22 是几种不同的支撑圈的结构示意图；

[0062] 图 23 是人造或动物血管与支撑圈粘结或缝合的位置及区域图，其中，A' 是所述粘结或缝合区域；

[0063] 图 24 是一种专用牵引工具的结构示意图。图中，

[0064] 1、人造或动物血管；101、支架型血管分支；2 和 2' 及 2''、支撑圈；3、人体病变血管；301、人体血管分支；4 和 4'、导丝；5 和 5' 及 5''、球囊；6、带孔的环；9-1、磁钢；9-2 和 9-2'、丝绳；9-3 和 9-3'、保护层；10、外压缩套管；11、推送内芯。

具体实施方式

[0065] 现结合附图对本发明做进一步的说明：

[0066] 实施例 1：支撑圈为球囊扩张式的直通支架型血管。

[0067] 所述的支架型血管由人造或动物血管 1 与可膨胀式支撑圈 2 构成,如图 6 所示,它是采取如下步骤和方法植入人体并固定的。选取人体适宜的血管部位切开后,先输入导丝 4,然后,沿导丝用气囊 5 将球囊扩张式支撑圈 2 连同人造血管 1 所构成的支架型血管送入人体病变血管 3 的部位后,用气囊 5 将支撑圈 2 撑开。采用同样的办法再次用气囊 5 将支撑圈 2' 撑开。球囊扩张式支撑圈 2 和 2' 在输送过程中与球囊 5 是夹紧在一起的,即球囊撑住支撑圈,但不撑开支撑圈。故二者不会产生相对位移。上述办法适用于所输送的人造或动物血管的外径始终小于所经过的人体血管的内径。

[0068] 球囊扩张式支撑圈 2 和 2' 事先与人造或动物血管固定联接在一起,如用医用胶将二者粘结在一起或者将人造或动物血管 1 与支撑圈 2 或 2' 缝合在一起,缝合位置是在支撑圈宽度方向中间,如在支撑圈断口处对侧外壁 A' 段,如图 21 所示,绕中心线开一段缝合穿线孔。

[0069] 实施例 2 :支撑圈为球囊扩张式的直通支架型血管

[0070] 与实施例 1 所不同的,一种更快的输送支架并节省手术时间的方法,如图 7 所示,是球囊扩张式支撑圈 2 和 2' 事先与球囊 5 和 5' 之间通过球囊与支撑圈之间的张紧力固定后再送入病灶部位后再撑开支撑圈 2 和 2' 即可。这需要一根囊管上同时有两个球囊 5 和 5',故可同时撑开 2 个支撑圈 2 和 2'。输送过程中同样的是球囊撑住支撑圈,但不撑开支撑圈。

[0071] 实施例 3 :支撑圈为自膨胀式的直通支架血管或支撑圈为自膨胀式和球囊扩张式组合型的直通支架型血管

[0072] 自膨胀式支承圈 2 和 2' 与人造或动物血管 1 固定在一起,如图 8 所示,被压缩装在外压缩套管 10 的内壁里,沿导丝 4 推入人体后由推送内芯 11 将人造或动物血管 1 连同 2 个支承圈 2 和 2' 送达需植入的病变部位。还可以是:支承圈 2 为球囊扩张式的,另一个支承圈 2' 为自膨胀式的,这样更易将人造或动物血管 1 及支撑圈 2 和 2' 推出。推出后,支撑圈 2' 自动张开,用气囊将支撑圈 2 撑开或者气囊不同时与支架进入,待推送工具撤出后,再送入气囊 5 将支撑圈 2 撑开。

[0073] 实施例 4 :人体二处穿刺,用气囊牵引 Y 型支架型血管分支进入人体血管分支

[0074] 将 Y 型支架型血管植入人体病变血管的过程,如图 9 和图 10 所示,图 9 是植入前的支架血管示意图,图 10 是支架血管植入人体后的示意图。所有的球囊扩张式支撑圈 2 和 2' 及 2" 必须在人体内健康的血管壁上支承,两端固定部分长度需大于病灶区,若在病灶周围有分支,按现行的医疗办法,采取血管绕道手术,如果主血管瘤的病变部位与支血管距离近或连在一起,采用现有技术,支架易产生渗漏和移位,另外瘤腔仍可能与分支血管相通。如果血管瘤上有分支血管,封堵是困难的;而采用美敦力公司的技术则需多次植入,手术时间长,操作难度大,病人痛苦大,治疗风险更大。采用本发明所述的支架型血管,可有效解决上述问题:1、将带分支结构的 Y 型人造或动物支架型血管 1 由人体上切开的进口 A 送入,为了保证支架型血管的分支血管 101 顺利进入位于 C 口的人体分支血管 301 内,在放入人造或动物支架血管之前,先将导丝 4 通过所述支架型血管的 F 口进入,从 E 口出来后再通过 A 口进入人体血管到达出口 B 的位置。然后,切开人体的另一处血管即牵引口 C 将导丝 4' 通过人体分支血管 301 的 C 口送出 A 口后再通过支架型血管分支 101 上的 D 口进入后到达 F 口的位置。将球囊 5' 通过 C 口上的导丝 4' 送至支撑圈 2" 处后撑住支撑圈 2"。为了使球

囊 5' 顺利通过人体 C 口送出, 球囊 5' 在人体分支血管 301 进入人体主干血管的过程中, 应拉住导丝 4' 的两端, 将球囊 5' 逼(引)入人体主干血管上的 A 口端。然后, 再将另一个球囊 5 通过 F 口穿过导丝 4 送至支撑圈 2 处后撑住支撑圈 2(此时, 支撑圈只是受径向向外的力, 但不撑开)。检查支撑圈 2 和 2" 的外径及与球囊之间的松紧程度是否满足, 无误后, 先通过球囊 5 将支撑圈 2 的这一端送入人体血管 A 口, 然后再通过球囊 5' 将人造或动物血管支架上的支撑圈 2" 这一端拉入人体血管 A 口, 二个球囊需同时输送。当支架型血管 101 的 D 口到达人体位于 C 口的分支血管时, 用球囊 5' 将 D 口的支架型血管分支 101 牵引至人体上位于 C 口的分支血管 301 内。在这个输送过程中, 为了顺利地将支架型血管分支 101 送入人体分支血管 301 内, 可将人造或动物支架血管整体往人体内多送进一段, 以使人造或动物血管的 D 口更好的对准人体血管 C 口, 然后向 C 口牵引人造或动物血管的 D 口所在的支架型血管分支 101 进入人体血管分支 301, 同时通过球囊 5 向后拉支架型血管 1 以使支架型血管分支 101 顺利进入人体分支血管 301 内。当人体主干血管和分支血管 301 的夹角较小时, 且球囊 5' 由人体上的 A 口进入时, 使支架型血管的分支 101 顺利进入人体分支血管 301 的措施是: 支架血管的分支 8 到达人体血管的分支血管 7 时, 从二端拉住穿过人体分支血管 301 和支架型血管分支 101 的导丝 4', 使球囊带着支架型血管分支 101 被这个导丝 4' 逼(引)入人体血管分支 301 内。另外支架型血管的分支部位 101 连同与它相连的附近的主干部分, 可以制作的稍硬一些。靠这个弹力帮助引导支架血管分支 101 进入人体分支血管 301 内。同样可利用拉住穿过人体分支血管 301 和支架型血管分支 101 的这根导丝 4' 的办法来引导球囊 5" 从人体割开的牵引口 C 送出体外。注意拉这根导丝不能紧贴血管壁上, 给气囊 2" 和支架型血管分支 101 进入人体血管分支 301 留出空间。

[0075] 实施例 5: 人体二处穿刺, 用导丝牵引气囊使 Y 型支架血管分支进入人体血管分支

[0076] 采用本发明所述的支架型血管, 并通过本发明所公开的专用牵引工具进行植入, 如图 11 和图 12 所示, 是一个更为稳妥的方案: 球囊 5' 前端事先固定联接一个带有开孔的环 6, 所述环 6 同时系于导丝 4' 的一端。人体上同样切开二个口, 一个是支架血管植入人体的进口 A, 另一个切口为支架分支血管植入的牵引口 C, 支架植入前, 从这个牵引口 C 将导丝 4' 送出支架血管植入人体的进口 A, 然后将导丝 4' 再穿入支架血管的分支口 D 后穿出支架血管主干血管上进入人体的末端口 F, 在这个末端口 F 外, 将导丝 4' 与球囊 5' 前端带有开孔的环联接在一起。再用该导丝 4' 将球囊 5' 拉进支架型血管分支 101 上的支撑圈 2" 处撑着支撑圈 2", 但不撑开。而后, 将支架型血管经 A 口送入人体。亦可以事先将导丝 4' 与支架型血管分支 101 内的支撑圈 2" 内的气囊 5' 前端带有的环联接在一起, 将这根导丝 4' 经人体血管的进口 A 送出人体血管的牵引口, 用这根导丝 4' 将气囊 5' 及其支撑的支架型血管分支 101 牵引至人体分支血管 301 内。当支架型血管分支 101 到达人体内的分支血管 301 口时, 在牵引口 C 处向外拉牵引口 C 处的导丝 4', 利用导丝 4' 牵引球囊 5' 将球囊上的 Y 型支架血管分支 101 带入人体内的分支血管 301 内。这种方法利于将柔软的支架型血管准确快速的植入人体内需要安放的位置。因人体主干血管粗, 进入人体分支血管 301 内的导丝 4' 和球囊 5' 最好从人体主干血管撤出。为了柔软, 减少较硬部分的长度, 球囊 5' 前端的环与球囊 5' 前端之间是用一段导丝 4' 或绳固定在一起。需注意的是: 支架型血管 1 的主干上的第一个支撑圈 2 进入人体血管 3 后, 依次进入支架型血管分支 101 上的支撑圈 2", 支架型血管主干上的另一个支撑圈 2" 最后进入人体。采用这种方法和步骤时, 支撑圈 2"

和 2' 是球囊扩张式的，亦可采用支架型血管主干上的支撑圈 2 和 2' 是自膨胀式的。这时，需用外压缩套管将支架血管送达后，撤出外压缩套管。支架型血管分支上的支撑圈是球囊扩张式的。各个支撑圈 2、2' 和 2'' 至相应的部位后，将支架型血管拉直定位，先撑开支撑圈 2''，再用球囊 5 撑开支撑圈 2，最后用球囊 5 撑开支撑圈 2'。多分支血管支架可采用同样的步骤来完成。

[0077] 实施例 6：人体二处穿刺，用导丝上的牵引工具将 Y 型支架血管分支牵引至人体血管分支

[0078] 通过另一种专用牵引工具，将 Y 型支架型血管植入人体病变血管的过程，如图 13 和图 14 所示，所述专用的牵引工具的结构，如图 24 所示，其牵引原理如下：一根足够长的导丝 4' 的中间同一部位与两个等长的细丝绳 9-2 和 9-2' 的一端固定，每个细丝绳的另一端固定一小块磁钢 9-1 和 9-1'，磁钢的内侧表面形状与人造或动物血管 1 的内、外径分别相似，二者的外侧近似于球状或其它不伤人的圆滑过渡形状。这对磁钢 9-1 和 9-1' 相对的二个内表面均匀遍布麻点状的凸起以增加摩擦力。出于卫生的需要和防止磁钢掉下碎渣的可能，磁钢外包覆符合人体卫生要求的不锈钢或其它非金属材料保护层 9-3 和 9-3'，如涤纶薄膜或聚四氟乙烯，或 304。导丝的长度需满足手术需求。使用时，两个磁钢 9-1 和 9-1' 夹紧支架型血管 1 或其分支 101，实现牵引时的拉动。磁钢 9-1 和 9-1' 的磁力不宜太大，以免增加撤出时的困难或伤害。磁钢之间的吸合力产生的夹紧力在能保证通过导丝将柔软的支架血管的分支牵引至人体血管的分支后再稍加点向外的拉力即可使磁钢与支架型血管的分支脱开。

[0079] 通过上述专用的牵引工具进行支架型血管植入时，支架型血管的分支 101 无需制作的硬一些，仍可是柔软的，支架型血管的分支 101 不用球囊输送，而是在导丝 4' 的中间固定的磁钢 9-1 和 9-1' 夹住支架型血管分支 101 上的一侧内外壁来实现的。导丝 4' 经支架血管 F 口进入再经支架血管分支 D 口出来后再经人体入口 A 进入人体分支血管 301 送出人体的牵引口 C。导丝 4' 上的磁钢 9-1 和 9-1' 夹住支架型血管的分支 101 的内外壁，在向人体植入支架的同时，拉牵引口 C 外的这根导丝 4' 即可以。将支架血管的分支 101 牵引至人体分支血管 301 内，克服了球囊较硬而不易穿过人体迂曲或分支血管的问题。支架型血管的分支 101 植入到位后，撑开支架型血管主干血管上的二个支撑圈 5 和 5' 后，在牵引口 C 处，向外拉导丝 4'，直至牵引工具与支架血管分支 101 脱开后从牵引口 C 处拉出牵引工具，将牵引工具连同初始进入端一侧的导丝 4' 一同剪掉。从人体切开的牵引口 C 沿这根剩余的导丝 4' 送入球囊 5' 撑开支架血管分支 101 内的支撑圈 2''。

[0080] 实施例 7：人体一处穿刺，植入 Y 型支架血管

[0081] 同样对于 Y 型支架型血管，在人体病变位置的分支夹角不太大的情况下，一个更可取的植入过程，如图 15 和图 16 所示，先在人体外用二根导丝 4 和 4'，其中一根导丝 4 通过支架型血管 F 口穿入，通过 E 口穿出后再进入人体血管的 A 口直至到达 B 口所处的血管，然后再用另一根导丝 4'，通过支架型血管的 F 口穿入，通过 D 口穿出后再进入人体血管的 A 口直至到达 C 口所处的血管内。然后，采取上述同样的方法，用一个球囊 5 撑住 E 口处的支撑圈 2，用另一个球囊 5' 撣住 D 口处的支撑圈 2'' 送入人体血管的 A 口。只是撑住支撑圈 2 和 2''，但不撑开。二个球囊 5 和 5' 同时输送，送到准确位置后，在人体分支血管 301 内，先撑开支承圈 2''，而后在人体主干血管内，撑开支承圈 2，最后，撑开支承圈 2'。多分支血管可

采用上述同样的方法来实现。采用上述方法人体血管仅开一个口，减少对人的伤害。

[0082] 为了支架型血管输送方便，上述所有方法可以在支架型血管植入人体前，将支架型血管连同球囊按顺序逐个装入外压缩套管内送至人体血管后撤出外压缩套管，再逐个定位后撑开支撑圈。

[0083] 在使用外压缩套管的情况下，若对人造或动物支架血管 1 的分支血管 101 的安装位置有把握，可以将支撑圈 2 和 2' 制成自膨胀式的，支撑圈 2" 制成球囊扩张式支撑圈。为了方便从外压缩套管内推出支架，最后进入人体的支撑圈 2' 可制成球囊扩张式支承圈。这里需注意支承圈 2、2'、2" 在外压缩套管内勿出现重叠而难以压缩。另外在将支架型血管装入外压缩套管内时，需注意 D 口的方向，始终朝着进入人体血管的入口。否则，支架型血管的分支 101 无法进入对应的人体分支血管 301 内。

[0084] 支架血管 1 植入人体后，检查是否有狭窄部位，若在迂曲或其它部位有狭窄，可在狭窄部位再植入支撑圈撑开。出、入口端若各一个支撑圈无法满足压力和压强的要求，可在已固定好的支撑圈旁边的人造血管的内壁上再增加支撑圈。

[0085] 支撑圈 2、2'、2" 的一种结构，如图 17 所示，植入支架型血管胀开后，支撑圈上的缺口间距 L 很小，以保证密封；其外表面可均匀的遍布表面光滑的点状凸起或者沿环向在外侧宽度方向上的中间部位有整周的弧状环周凸起，如图 18 所示，以免支撑圈与人造或动物血管产生相对位移。由于人造支架血管上的人造血管 1 壁厚薄，故支撑圈 2、2'、或 2" 外表面整周的点状凸起或弧状环周凸起可嵌入人体血管内壁，避免了人造血管 1、支撑圈 2、2'、2"、人体血管之间的相对位移。手术时，若自膨胀式支撑圈未完全张开可以通过气囊帮助撑开至能保持一个间距极小的缺口或者正好闭合在一起即可。自膨胀式的或球囊可膨胀式支撑圈均可作成上述沿环周均布凸起的结构。

[0086] 球囊扩张式支撑圈 2、2'、2" 的另一种结构，如图 19 所示，其断口两边呈单平齿叉口状，即断口一边的卡环端以其宽度方向的中心线为对称轴形成一个宽度较所述卡环宽度窄的平头齿牙，与之相对的断口另一边的卡环端形成一个与所述平头齿牙对应的平槽口。这种结构在环向不会形成密封缺口，可以保证在很宽的直径范围内始终保持径向处处受力，故可以在很宽的范围内保证密封。在其外表面可均匀的遍布表面光滑的点状凸起或者沿环向在外侧宽度方向上的中间部位有整周的弧状环周凸起，如图 20、21 所示，

[0087] 支撑圈 2、2'、2" 可以是具有径向向内的回弹力的可拆卸式支撑圈，如图 22 所示，从垂直于其中心轴的横截面上看，所述卡环断口一边的卡环端呈三角形凸起，与之相对的断口另一边的卡环端呈与所述三角形凸起对应配合的 V 型槽口。手术中，用球囊 5 撑开支承圈 2、2' 或 2"，球囊卸压后，依靠支撑圈 2、2' 或 2" 的良好回弹力使三角形的凸起插入 V 型缺口内。这种结构的支撑圈不需要将支撑圈撑的太大，减少了对人体血管的损害，由于是闭合的，人的剧烈运动也不会使它回弹，安全可靠。此外，这种支撑圈的最大特点还有，在 G 与 H 点构成的直径部位，用反向 G 和 H 这二点膨胀的气囊撑开后，三角形凸起的一端将在回弹力的作用下回弹至内壁表面，气囊卸压后，整个支承圈 2、2' 或 2" 松脱，再用气囊撑起支撑圈，即可拉出支架后更换新支架，如果人造血管用聚四氟乙烯材料老化后可重新换新的。又如用动物血管或降解材料制作支架时，待其降解后，可从人体内拆出来。同样的，在其外表面可均匀的遍布有点状凸起或弧状环周凸起，以免支撑圈与人造或动物血管及人体血管三者产生相对位移。

[0088] 以上所述，仅为本发明较佳的具体实施方式，但本发明的保护范围并不局限于此，任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明披露的技术范围内，根据本发明的技术方案及其发明构思加以等同替换或改变，都应涵盖在本发明的保护范围之内。

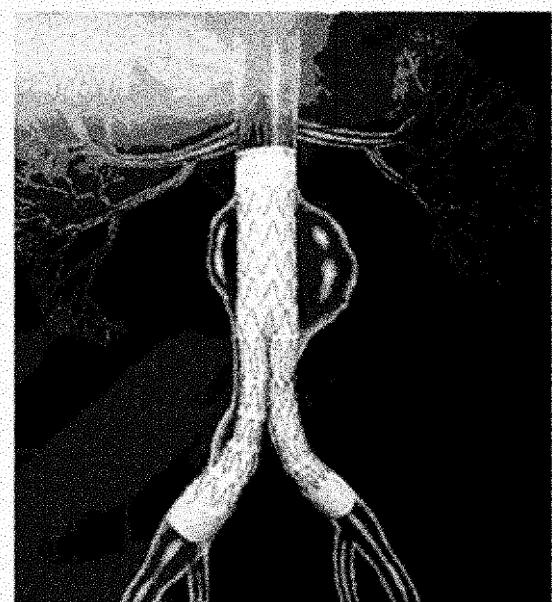


图 1

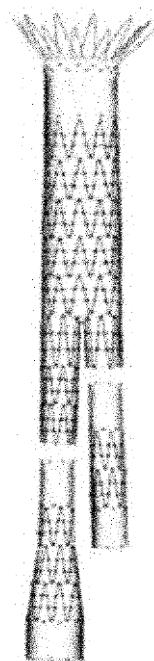


图 2

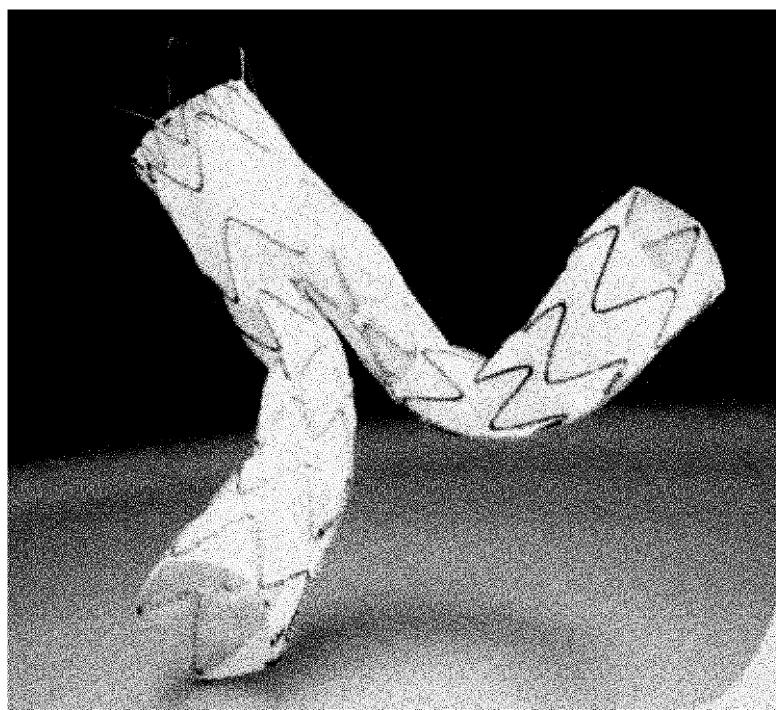


图 3

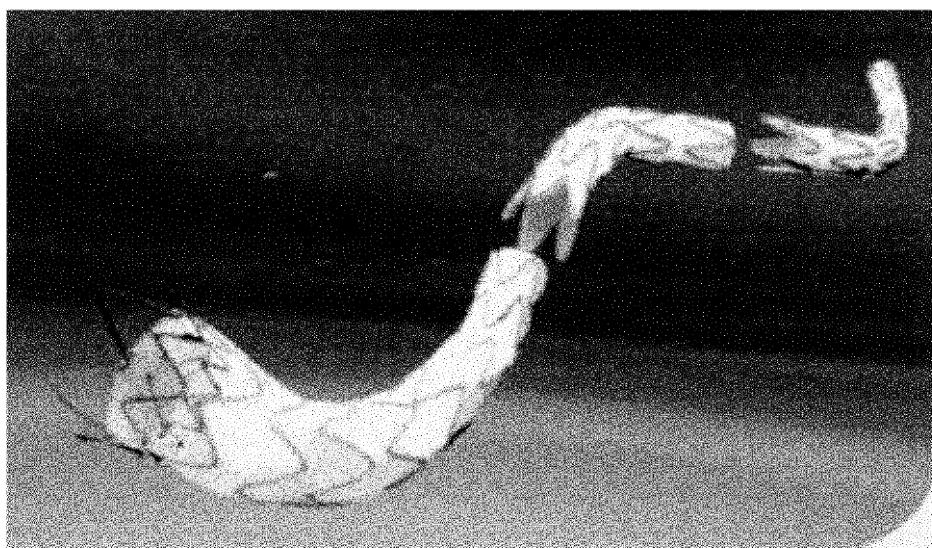


图 4

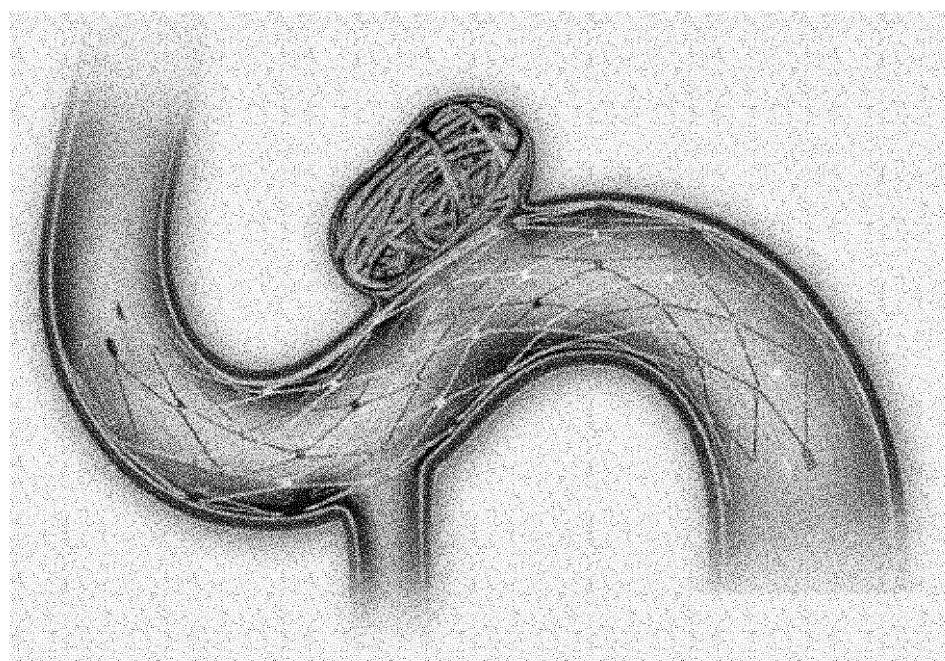


图 5

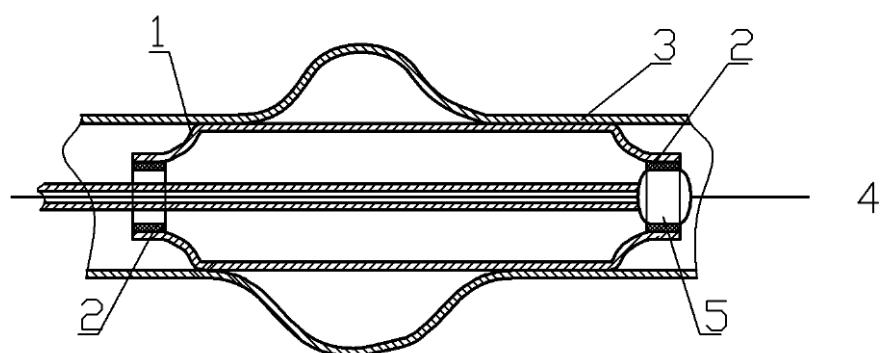


图 6

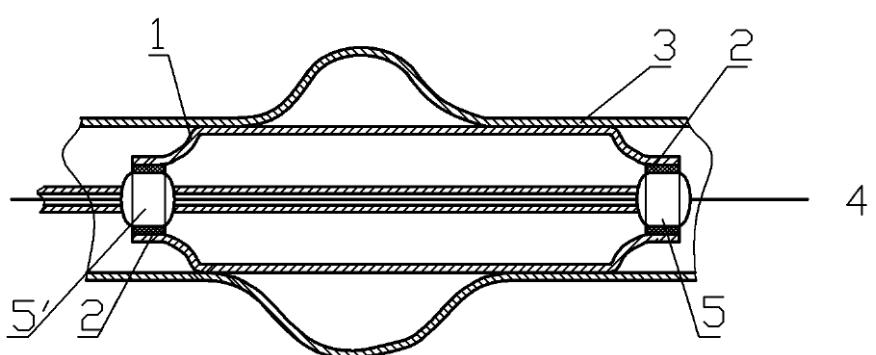


图 7

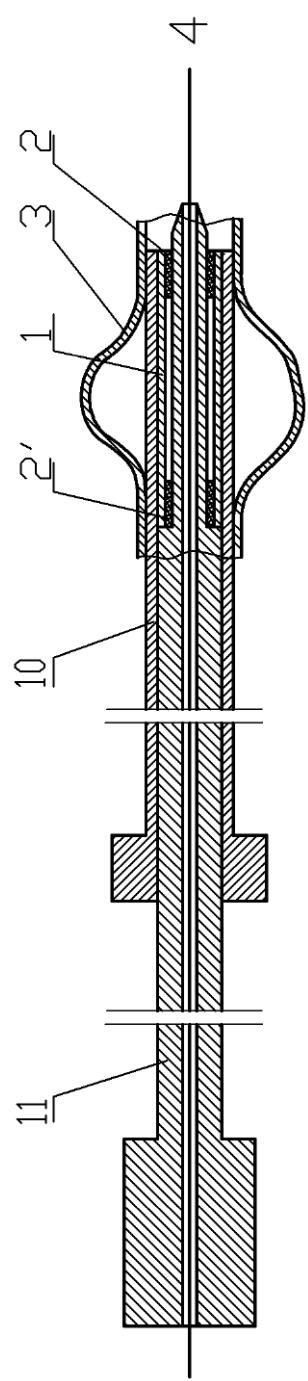


图 8

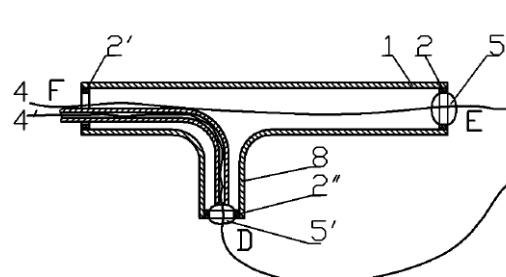


图 9

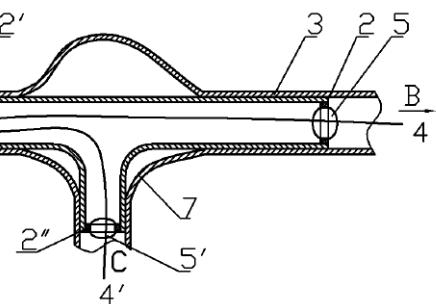


图 10

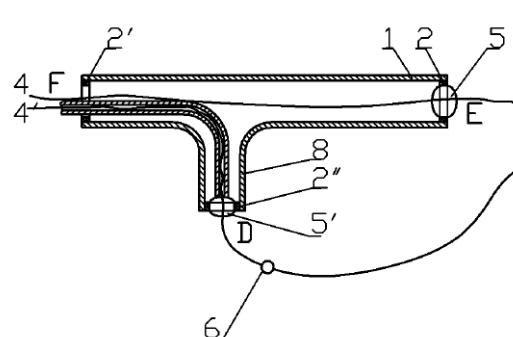


图 11

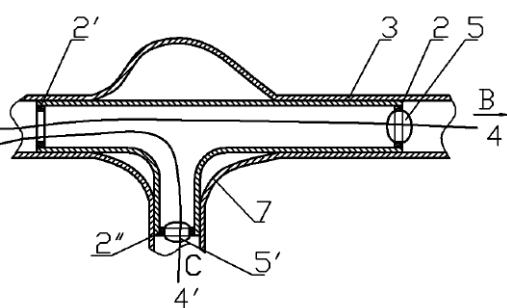


图 12

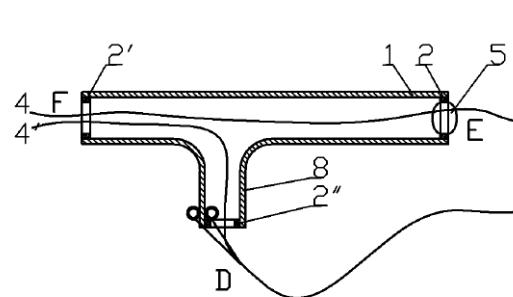


图 13

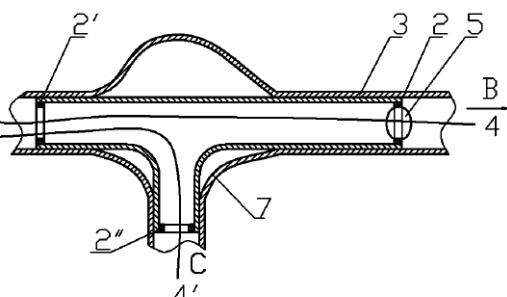


图 14

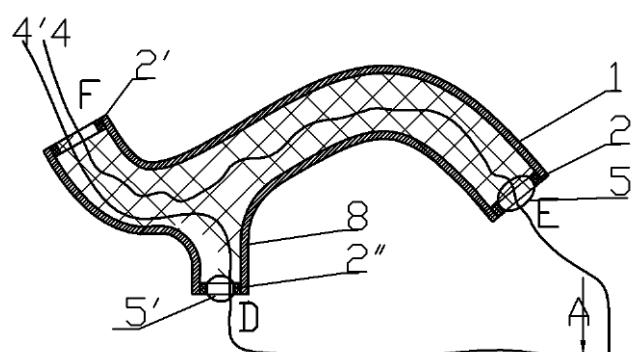


图 15

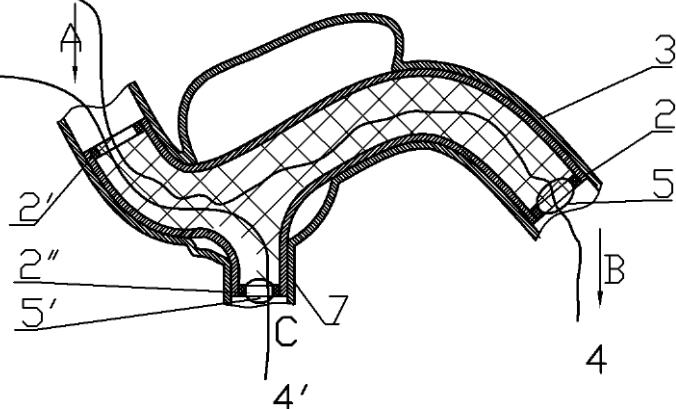


图 16

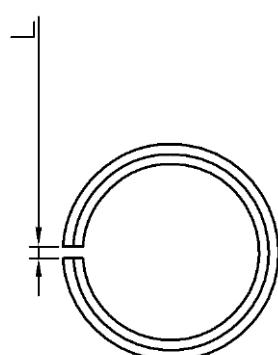


图 17

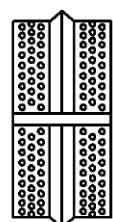


图 18

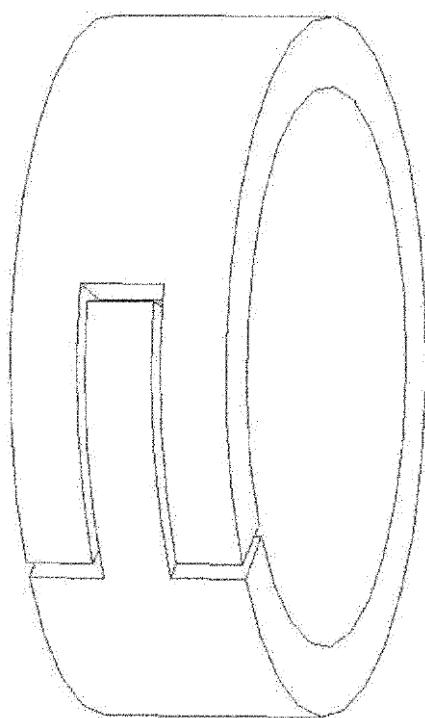


图 19

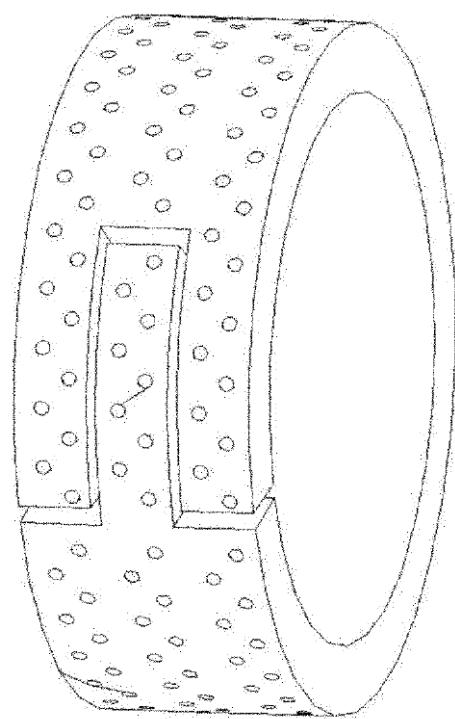


图 20

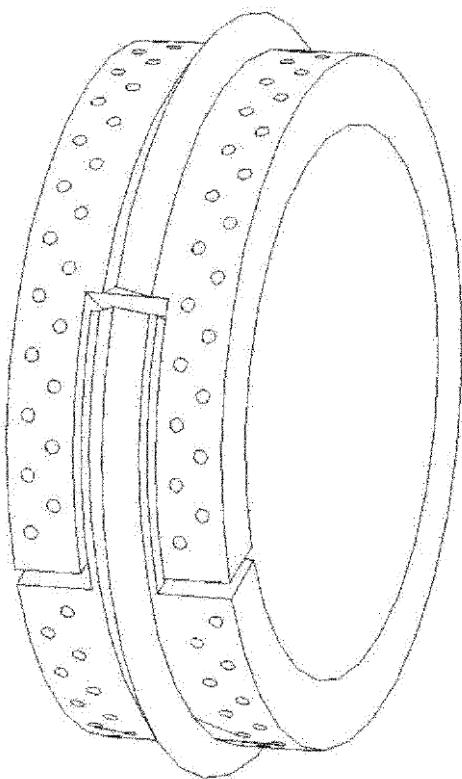


图 21

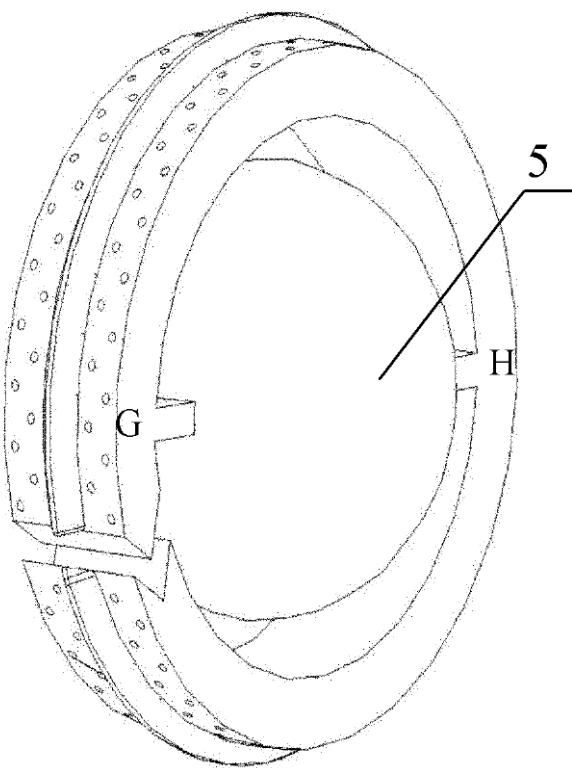


图 22

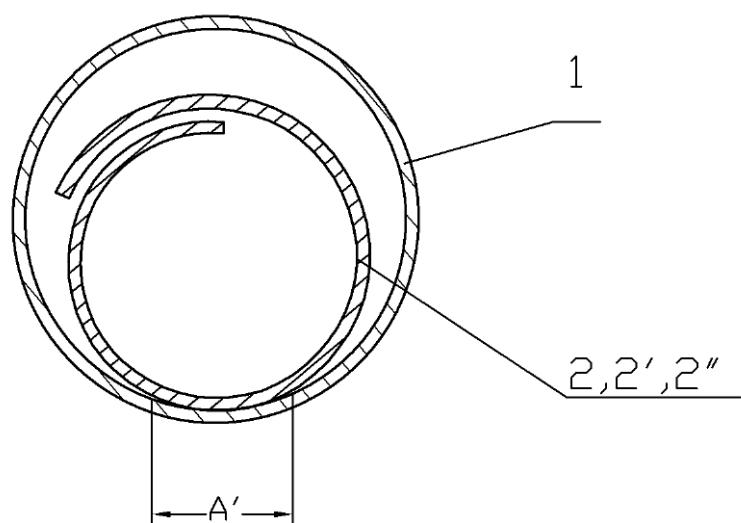


图 23

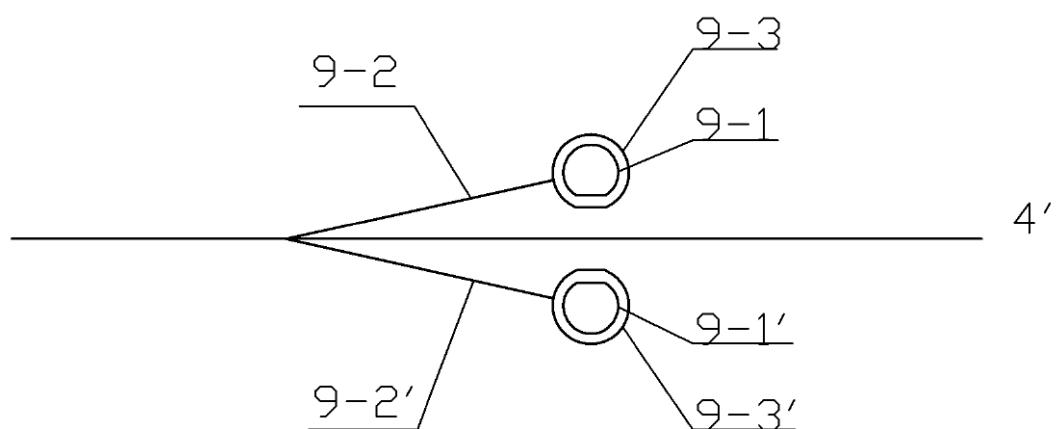


图 24