



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209548046 U

(45)授权公告日 2019.10.29

(21)申请号 201820242332.4

(22)申请日 2018.02.11

(73)专利权人 南京普微森医疗科技有限公司
地址 210061 江苏省南京市江北新区药谷
大道11号加速器二期08栋二层

(72)发明人 吕文峰 魏诗荣 吕浩然

(74)专利代理机构 南京常青藤知识产权代理有
限公司 32286

代理人 仲晖

(51) Int. Cl.

A61B 17/22(2006.01)

A61F 2/90(2013.01)

A61F 2/962(2013.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

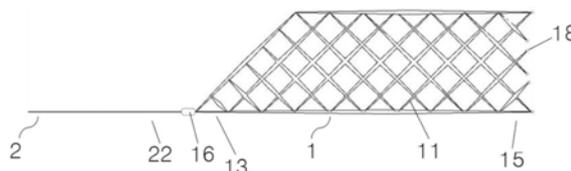
权利要求书1页 说明书6页 附图3页

(54)实用新型名称

一种编织支架系统

(57)摘要

本实用新型提供一种编织支架系统,具体涉及医疗器械领域,包括支架,支架是由一根或多根高弹丝编织而成的网管状结构;支架上还同时编织有一根或者多根显影丝;相互交错的两根高弹丝或显影丝的节点处为可自由滑动的搭接式结构;支架近端的高弹丝或显影丝收束呈贴壁的楔形;支架两端1至20毫米长的高弹丝和显影丝的直径小于支架中部丝的直径,且高弹丝和显影丝的端部经激光或电解抛光处理为圆弧状。本实用新型既可作为取血栓装置治疗急性脑中风,又可以作为长期植入支架用来治疗狭窄或者闭塞的血管。



1. 一种编织支架系统,其特征在于:包括支架转移管、支架输送导丝和支架;
所述支架是由一根或多根高弹丝编织而成的网管状结构;
所述高弹丝采用镊钛合金或者钴铬合金;
所述支架上还同时编织有一根或者多根显影丝;
相互交错的两根所述高弹丝或所述显影丝的节点处为可自由滑动的搭接式结构;
所述显影丝的材料为密度等于或者大于银密度的金属或其合金;或是以密度等于或者大于银密度的金属或其合金为内芯、镊钛合金为外壳的复合丝;或是所述显影丝制成的弹簧套在所述高弹丝而成的组件;
所述支架近端的所述高弹丝或所述显影丝收束呈贴壁的楔形;
所述支架两端1至20毫米长的所述高弹丝和所述显影丝的直径小于所述支架中部丝的直径,且所述高弹丝和所述显影丝的端部经激光或电解抛光处理为圆弧状,所述圆弧直径大于或等于丝的直径;
所述支架中部直径比所述支架近端或所述支架远端直径小0-2毫米,所述支架近端和所述支架远端长度为1-30毫米。
2. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:还包括显影环或显影弹簧圈,所述输送导丝从所述输送导丝近端至所述输送导丝远端渐细,所述支架近端与所述输送导丝远端设置在显影环或显影弹簧圈内,且所述支架近端、所述输送导丝和所述显影环或显影弹簧圈通过夹紧或粘接或焊接或熔接的方式连接,所述输送导丝与所述显影环或显影弹簧圈之间设有解脱段。
3. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架中部的网格尺寸大于或等于所述支架两端的网格尺寸;所述支架的网格尺寸为1毫米至4毫米之间;所述支架从输送导管释放出之后,所述支架远端的丝合拢呈内收结构,且所述支架在人体留置时间大于30分钟时,所述支架远端恢复为直管结构。
4. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架具有呈波浪状的三维结构。
5. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架远端的所述高弹丝或所述显影丝全部贴壁收束呈楔形或者沿中轴线收束呈锥形,或者所述高弹丝或所述显影丝两两连接在一起,丝束端部经激光或电解抛光处理为圆弧状,所述圆弧直径大于或等于丝的直径。
6. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架全长为开放式直管结构,丝的端部经激光或电解抛光处理为圆弧状,所述圆弧直径大于或等于丝的直径。
7. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架中部网格尺寸小于或等于所述支架两端的网格尺寸;所述支架的网格尺寸为0.01毫米至2毫米。
8. 根据权利要求7所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架外表面或所述支架内表面的全部或部分长度覆有高分子薄膜层。
9. 根据权利要求1所述的一种编织支架系统,其特征在于:所述支架转移管内径介于0.5毫米和4毫米之间,所述支架转移管的内径从所述支架转移管近端至所述支架转移管远端逐渐减小。

一种编织支架系统

技术领域

[0001] 本实用新型属于医疗器械领域,具体涉及一种编织支架系统。

背景技术

[0002] 脑中风是最严重危害人类健康和生命安全的难治性疾病,根据统计中国每年发生脑中风病人达300万,每年中风病人死亡120万。现幸存中风病人800万,其中600万病人不同程度丧失劳动力和生活不能自理。近几年来,在欧美发达国家一些医院逐渐开展了急性脑血栓支架取出术,跟常规药物溶栓相比,支架取栓方法用时短、风险低,开通率高(可高达90%),更重要的是窗口时间可以延长到病发后8小时。现在最为欧美医生接受的急性血栓取出系统是美国ev3公司的Solitaire FR Device和美国Stryker公司的Trevo Retriever。二者的结构和使用方法是几乎一致的,整个器械是预先压缩在一个内径不到0.6毫米的支架转移管内。取血栓手术时,医生将取血栓支架推入微导管,并沿着微导管推送过血栓,而后回撤微导管,释放出来的取血栓支架即可套住血栓。医生慢慢回撤微导管和取血栓支架,将套住的血栓转移到内径更大的导引导管内。血栓取出后,大多病人的病症有很大缓解。

[0003] 近年来,出现了多个和该设计相近的专利申请,比如公布号为CN202313575U、CN103284775A、CN103417261A等专利,但是上述取血栓支架在实际临床使用中有下列共同缺点:

[0004] (1)临床上使用的取血栓支架都是镊钛合金管经激光雕刻而成。在拉拽血栓过程中,这类镂空管形式的支架的梁和血管为面接触磨擦,会造成血管内膜受损,引起血小板聚集进而导致继发性血栓,严重时形成血管内疤痕造成血管再狭窄、再中风,给病人带来很大风险。

[0005] (2)以上支架都是直管结构,在拉拽血栓时小血栓容易滑脱,流向并且堵塞远端血管。

[0006] 广为采用的编织支架是采用金属丝由轴向和径向相互交叉环绕且循环编制而成的网管状支架,支架在拉拽血栓时,镊钛合金丝和血管内壁是柔和的线接触,不会对血管壁产生损伤;

[0007] 如附图2所示,手工编织支架两端的丝是连续不中断呈弧形的,该弧形半径至少超过0.6毫米,使得该类支架无法压缩进入内径只有0.5毫米的微小的支架输送导管(微导管)。

[0008] 如附图3所示,机器编织支架两端的丝不是相连的,可以和微导管配套使用,但是机器编织支架的问题是丝的尖锐端部会对壁厚很小的脑血管、组织造成损伤。

[0009] 脑血管介入的支架系统通常包括一个支架转移管、微小的支架输送导管(微导管)、输送导丝和镍钛合金支架。在使用前,输送导丝和支架是一体压装在一个内径很小的支架转移管内。输送导丝长度大于支架转移管长度和输送导管长度。手术初始,先将微导管推送到病变处(比如堵塞血管的血栓)直到微导管最远端越过病变,然后将支架转移管远端顶住输送导管座,慢慢推送输送导丝可以将支架推进微导管,继续推送输送导丝,直到支架

近端越过病变。

[0010] 超弹性镍钛合金支架在植入前的大幅度压缩对支架的安全性有重要影响。大幅度压缩会使支架局部产生较大的应变,当此应变超出了材料的应变极限时会使材料发生永久性变形。临床中使用的支架转移管内径接近微导管内径,通常支架在使用前会被如此大幅度压缩长达几个月甚至一年的时间,这样会影响支架的机械性能。

[0011] 颈动脉和椎动脉粥样硬化性狭窄是缺血性卒中的最主要原因之一,首次发病后5年内再次卒中的发生率大于25%。在药物治疗和传统外科手术治疗效果欠佳的情况下,血管内支架介入治疗,因其近于100%的技术成功率以及几乎为零的围手术期死亡率和较低的并发症发生率,促使颈动脉和椎动脉狭窄的治疗,从传统的外科手术向微创的血管支架治疗转变。颈动脉和椎动脉介入治疗与其他部位支架成形术不同的是,内膜过度增生后,并发支架内再狭窄所占的比率并不高。支架的变形(包括支架断裂、打折和受压)才是导致支架内再狭窄的重要原因。外力因素包括支架置入段血管的过度伸缩、旋转等。椎动脉和锁骨下动脉远端都是相对活动的,而近端则被骨性胸廓所固定,并受到胸廓呼吸运动的影响,这些均不可避免地造成支架的疲劳性改变。但现有的颈动脉和椎动脉支架比如波士顿科学公司的Wingspan支架,上海微创公司Apollo支架,Stryker 公司NEUROFORM支架、EV3公司的Protégé支架,都是镍钛合金管通过激光切割而成,这种镂空管结构的支架在颅内迂曲的动脉血管里,特别是弯角处释放会形成“鱼鳞”状、“锯齿”状等凸起和凹悬,无法很好的贴覆血管内壁,会造成支架内再狭窄,长期植入后支架再狭窄率高达50%,很容易造成支架内血栓、甚至损伤血管,对病患危害极大。

[0012] 下肢动脉硬化闭塞症(PAD)是由于下肢动脉粥样硬化斑块形成,引起下肢动脉狭窄、闭塞,进而导致肢体慢性缺血。早期治疗方案包括(1)动脉旁路术和(2)动脉内膜剥脱术,这些手术都是风险较大费用较高的。而近些年来开展的经皮腔内血管支架植入术为微创治疗方法,手术风险低,恢复快。该方法经动脉穿刺,输送球囊导管至动脉狭窄或闭塞的部位,扩张、重建动脉管腔,再结合血管腔内支架的使用,可获得较好的临床效果,目前是首选的一线治疗。但是临床中使用的支架也都是镂空管结构的。这些支架的梁之间是刚性连接的,支架被弯曲或者压缩时无法释放内应力。当这类支架使用在下肢血管时,每当患者走动或者下蹲时,支架就被严重弯曲变形,长期植入下肢血管时,据临床报道多达30%的支架会发生断裂,断裂的支架通常会导致支架再狭窄,严重时危及患者生命。

[0013] 鉴于以上综述,现在临床上使用的取血栓装置和血管支架都有诸多设计局限,需要设计实用新型更理想的取血栓装置和血管支架系统。

实用新型内容

[0014] 通过电解抛光将金属制品在一定组成的溶液中进行特殊的阳极处理,以获得平滑、光亮表面的精饰加工过程。当电解液中通以直流电时,阳极表面发生电化学溶解,工件表面被一层溶化的阳极金属和电解液所组成的粘膜所覆盖,其粘度很高,电导率很低。工件表面的高低不平,凹入部分的粘膜较厚,电阻较大,而凸起部分的粘膜较薄,电阻较小。因此,凸起部分的电流密度比凹入部分的大,溶解得快,因此电解抛光可以将不平的金属表面蚀平,从而得到与机械抛光相同的效果。图4显示经过电解抛光处理的丝端部具有圆弧形形状。

[0015] 针对临床上各类血管支架的缺陷和电解抛光金属的益处,本实用新型提供一种编织支架系统,既可作为取血栓装置治疗急性脑中风,又可以作为长期植入支架用来治疗狭窄或者闭塞的血管;并且本实用新型的支架转移管的内径从近端至远端逐渐减小;支架使用前压装在内径最大的一侧,最大程度的保持了支架的原有机械性能。

[0016] 本实用新型提供了如下的技术方案:

[0017] 一种编织支架系统,包括支架转移管、支架输送导丝和支架;所述支架是由一根或多根高弹丝编织而成的网管状结构;所述高弹丝采用钛合金或者钴铬合金;所述支架上还同时编织有一根或者多根显影丝;相互交错的两根所述高弹丝或所述显影丝的节点处为可自由滑动的搭接式结构;所述显影丝的材料为密度等于或者大于银密度的金属或其合金;或是以密度等于或者大于银密度的金属或其合金为内芯、钛合金为外壳的复合丝;或是所述显影丝制成的弹簧套在所述高弹丝而成的组件;所述支架近端的所述高弹丝或所述显影丝收束呈贴壁的楔形。所述支架两端1至20毫米长的所述高弹丝和所述显影丝的直径小于所述支架中部丝的直径,且所述高弹丝和所述显影丝的端部经激光或电解抛光处理为圆弧状,所述圆弧直径大于或等于丝的直径。

[0018] 优选的,所述输送导丝从近端至远端渐细,所述支架近端与所述输送导丝远端设置在显影环或显影弹簧圈内,且所述支架近端、所述输送导丝和所述显影环或显影弹簧圈通过夹紧或粘接或焊接或熔接的方式连接,所述输送导丝与所述显影环或显影弹簧圈之间设有解脱段;

[0019] 优选的,所述支架中部网格尺寸大于或等于支架两端的网格尺寸;所述支架的网格尺寸为1毫米至4毫米之间;所述支架从输送导管释放出之后,所述支架远端的丝合拢呈内收结构,且所述支架在人体留置时间大于30分钟时,所述支架远端恢复为直管结构。

[0020] 优选的,用于取血栓装置时,所述支架具有呈波浪状的三维结构。

[0021] 优选的,用于取血栓装置时,所述支架直径比所述支架近端或所述支架远端直径小 0-2毫米,所述支架近端和所述支架远端长度为1-30毫米。

[0022] 优选的,用于取血栓装置时,所述支架远端的所述高弹丝或所述显影丝贴壁收束呈楔形或者沿中轴线收束呈锥形,或者所述高弹丝或所述显影丝两两连接在一起。

[0023] 优选的,用于血管支架时,所述支架全长为开放式直管结构。

[0024] 优选的,用于血管支架时,所述支架中部网格尺寸小于或等于所述支架两端的网格尺寸;所述支架的网格尺寸为0.01毫米至2毫米。

[0025] 优选的,所述支架外表面或所述支架内表面的全部或部分长度覆有高分子薄膜层。

[0026] 优选的,所述支架转移管内径介于0.5毫米和4毫米之间,所述支架转移管的内径从近端至远端逐渐减小。

[0027] 本实用新型的有益效果:

[0028] (1) 本实用新型作为血栓取出装置,可以高效取出多个血栓,同时内收的支架远端结构可以捕获流向远端的小血栓,避免远端血栓堵塞发生二次中风;取血栓之后如果临床需要该支架留置在某段狭窄血管处,经过特殊热处理的支架远端在几个小时之内可恢复直管形状,确保血流通畅。

[0029] (2) 本实用新型作为血栓取出装置,因为支架中部直径小于支架两端直径、支架中

部网格大于支架两端网格,血栓会牢固嵌顿支架中部而不会滑脱,避免小血栓堵塞远端小血管,大幅度的减小手术并发症。类似的,具有呈波浪状三维结构的支架也具有所述功效。

[0030] (3) 本实用新型的支架可以作为长期植入支架用来扩张狭窄的颅内血管,恢复血流。本实用新型的支架两端部分进行电解抛光处理之后的丝端部棱角都会变成圆弧形,此种形态的金属丝和血管接触时不会损伤血管,大幅度的提高了支架的安全性;

[0031] (4) 本实用新型通过对支架两端部分进行电解抛光后,两端金属丝的尺寸势必小于支架金属丝的尺寸,更优的是从支架到支架两端丝是呈渐细的锥形,这样的支架硬度是从主体到两端渐小的,成品支架更柔顺、通过性更好。另一方面,因为支架两端丝小于支架丝,这样的支架更容易压握进入细小的导管,使用小的导管更利于手术实施,同时降低对病人风险。

[0032] (5) 本实用新型的支架转移管的内径从近端至远端逐渐减小;支架使用前压装在内径最大的一侧,最大程度的保持了支架的原有机械性能。

附图说明

[0033] 附图用来提供对本实用新型的进一步理解,并且构成说明书的一部分,与本实用新型的实施例一起用于解释本实用新型,并不构成对本实用新型的限制。在附图中:

[0034] 图1为本实用新型编织支架的示意图;

[0035] 图2为传统手工编织支架示意图;

[0036] 图3为传统机器编织支架示意图;

[0037] 图4为本实用新型处理过的金属丝端部示意图;

[0038] 图5为本实用新型作为血栓取出器械的示意图;

[0039] 图6为本实用新型压装了支架的支架转移管。

[0040] 图7为本实用新型具有波浪状三维结构的支架示意图;

[0041] 图8为本实用新型用作扩张狭窄血管的支架示意图;

[0042] 图中标记为:1、支架;2、输送导丝;3、支架转移管;11、高弹丝;12、辅助丝;13、支架近端;14、输送导管;15、支架远端;16、显影环或显影弹簧圈;17、显影丝;18、带有圆弧形端部丝;21、输送导丝近端;22、输送导丝远端;23、解脱段;31、支架转移管近端;32、支架转移管远端。

具体实施方式

[0043] 实施例1-本实用新型作为血栓取出装置:

[0044] 如图5所示,本实用新型的支架为中段直径小、两端直径大的结构,支架1可以是一根或多根丝经手工或者编织机制作而成的编织支架,也可以是经激光雕刻机加工而成的;多根丝编织出来的支架的丝材可以是一种材料或者多种不同材料,高弹丝11采用钛钛合金丝或钴铬合金丝,和高弹丝11混合编织的显影丝17材料为高密度金属或其合金;

[0045] 进一步的,支架1的支架近端13呈贴壁的楔形,其锥角为0度到75度,并与输送导丝2连接在一起,这样的设计利于支架1回收进入支架转移管3;

[0046] 进一步的,和支架近端13连接在一起的输送导丝2的材质为:钛钛合金或者钴铬合金或者不锈钢;支架近端13和支架远端15设置有X线下显影非常好的显影环或者显影弹簧

圈16;

[0047] 进一步的,支架1网格尺寸大于两端的网格尺寸,从而血栓可以牢固的嵌顿进入支架1。

[0048] 如图6所示,在使用前输送导丝远端22和支架1一体压装在一个呈锥形的支架转移导管内3,且支架1位于内径较大的转移管近端31;输送导丝2长度大于支架转移导管3长度和输送导管14长度。手术初始,先将输送导管14推到病变处(比如堵塞血管的血栓)直到输送导管14最远端越过病变处,然后将支架转移导管远端32顶住输送导管14座,慢慢推送支架1进入输送导管14内腔。继续推送支架1直到支架近端13越过病变(比如血栓);如果需要释放支架1,按住输送导丝近端21,慢慢回撤输送导管14,支架远端15、支架1和支架近端13就依次从输送导管14内释放出来。如果需要回收支架1,需要按住输送导管14最近端,慢慢回撤输送导丝2,支架近端13、支架1和支架远端15就依次收回到输送导管14内部;当血栓牢固嵌顿在支架1后,医生慢慢回撤输送导丝2和输送导管14,逐渐将带有血栓的支架1拉向内径很大的导引导管,当血栓进入导引导管之后,医生慢慢回撤整套系统,最终将取血栓装置及其血栓从病人血管取出,完成手术。

[0049] 实施例2-本实用新型作为支架扩张狭窄或者堵塞的血管:

[0050] 如图8所示,本实用新型的支架1为圆管,支架1可以是一根或多根丝经手工或者编织机制作而成的编织支架,也可以是经激光雕刻机加工而成的;多根丝编织出来的支架1的丝材可以是一种材料或者多种不同材料,高弹丝11采用镊钛合金丝或钴铬合金丝,和高弹丝混合编织的辅助丝12材料可以是显影性能强的丝,也可以是机械性能强的丝;

[0051] 进一步的,支架近端13呈贴壁的楔形,其锥角为0度到75度,并与输送导丝远端22连接在一起,这样的设计利于支架1回收进入输送导管14;

[0052] 进一步的,支架1完全释放以后直径范围是1毫米到30毫米,长度范围是5毫米到300毫米;和支架近段固定在一起的输送导丝2长度为20厘米到200厘米,直径0.1毫米到3毫米;

[0053] 进一步的,支架1的丝材质可以为以下材料中的一种或多种:镊钛合金、钴铬合金、不锈钢、纯白金或其合金、纯黄金或其合金、纯钨或其合金、纯钽或其合金、可降解金属材料、生物可降解材料(例如聚乳酸PLLA);

[0054] 进一步的,和支架近端21连接在一起的输送导丝2的材质为:镊钛合金或者钴铬合金或者不锈钢;支架近端13设置有X线下显影非常好的显影环或者显影弹簧16;

[0055] 进一步的,支架近端13与一覆有绝缘膜的输送导丝2连接,输送导丝远端22上与支架近端12连接处包含一段无绝缘膜的解脱段23;网状的支架1可在解脱段23经电解与所述输送导丝2分离,从而支架释放在病变的血管内,起到治疗作用。

[0056] 进一步的,支架1编织密度大于两端的编织密度,从而使支架1可以提供更高的径向力非常适合作为扩张支架确保狭窄段血管通畅。

[0057] 本实用新型使用方式如下:

[0058] 医生将支架1和输送导管14推送到狭窄血管处,然后按住和支架近端13相连的输送导丝近端21,慢慢回撤输送导管14,此时支架1由远端开始逐渐被释放出来,将狭窄的血管扩张开,病人血流即刻疏通,症状缓解;如果医生对支架1位置不满意,可以通过回撤输送导丝2把支架1收回输送导管14,重新调整输送导管14位置,而后再次释放支架1,最终把支

架1中部释放在狭窄的血管处,由于支架1扩张支撑作用,狭窄处血管实际内径增加,血流逐渐增加,病人症状解除。成功释放之后,医生慢慢回撤输送导丝2和输送导管14,将支架输送系统撤出病人体内;用作外周血管支架扩张并支撑狭窄的血管时,支架1需要较高的径向力,较为优选的辅助丝12材料是刚度强的钴铬合金或不锈钢或钨丝。

[0059] 实施例3

[0060] 当支架1放置于下肢血管(比如股动脉,髂动脉,腘动脉等)时受到很大挑战,在人走动或者下蹲时,支架1会受到很大的压缩和弯曲,一旦支架1刚度和抗弯曲性能差,支架1断裂的几率较大;本实用新型的特殊设计的支架1非常适合扩张狭窄的下肢血管,如图8所示,支架1中部编织密度大于两端的编织密度;编织支架的特性是编织密度越大,支架刚度越强、支架径向力越高,从而成品支架抗弯曲性能更优越,更不易发生断裂。

[0061] 本装置制作方法1如下:

[0062] 如图1所示,按特定设计:首先将一金属圆柱体作为模具,并按照设计加工出多条平行凹槽,取一根或者多根高弹丝11和显影丝17以正反螺旋线交错穿越的方式,沿着凹槽缠绕编织成近端呈楔形,主体为圆管形状的支架1;将支架1及其模具放入烘箱进行热定型;以记忆合金为例:热定型温度介于摄氏450度~550度之间,时间为2至30分钟;丝材直径和支架直径越小,定型时间越短;

[0063] 将支架远端15和支架近端13分别进行电解抛光处理,从而获得丝的直径两端渐细的效果,进一步处理可以获得丝端部呈圆弧形。

[0064] 然后,取一个显影环16固定到支架近端13的相应位置;或者将显影效果好的丝缠绕成弹簧状套到支架近端13的相应位置,用来显示支架近端13的位置;

[0065] 最后,将输送导丝远端22和显影弹簧16以及支架近端13丝束焊接在一起制做成支架1成品。

[0066] 本装置制作方法2如下:

[0067] 如图7所示,按特定设计:首先将一金属圆柱体加工成波浪状的模具,并按照设计加工出多条平行凹槽,取一根或者多根高弹丝11和显影丝17以正反螺旋线交错穿越的方式,沿着凹槽缠绕编织成近端呈楔形,主体为具有波浪形状的三维结构支架1;将支架1及其模具放入烘箱进行热定型;以记忆合金为例:热定型温度介于摄氏450度~550度之间,时间为2至30分钟;丝材直径和支架直径越小,定型时间越短。

[0068] 取一个或者多个显影环16将支架远端15的丝两两焊接在一起,并且处理成光滑的球状,用来显示支架近端13的位置;

[0069] 再取一个显影环16固定到支架近端13,用来显示支架近端13的位置;

[0070] 最后将输送导丝远端22、显影环16以及支架近端13的丝束焊接在一起制做成支架1成品。

[0071] 以上仅为本实用新型的优选实施例而已,并不用于限制本实用新型,尽管参照前述实施例对本实用新型进行了详细的说明,对于本领域的技术人员来说,其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换。凡在本实用新型的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本实用新型的保护范围之内。

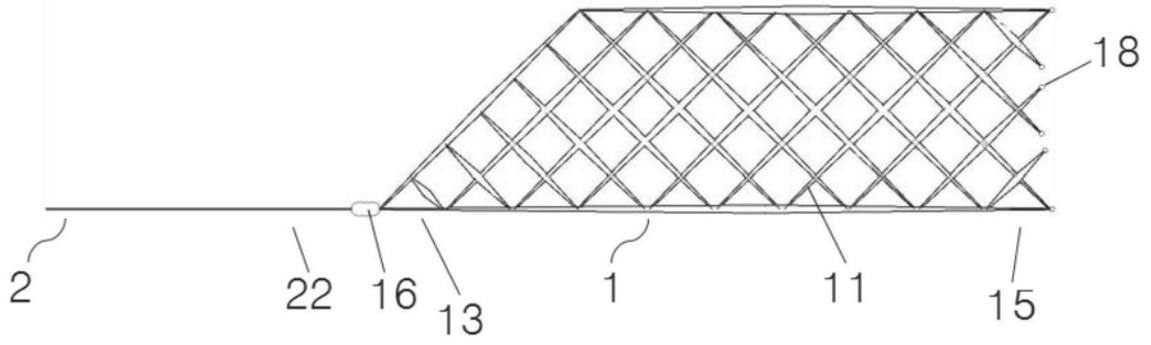


图1

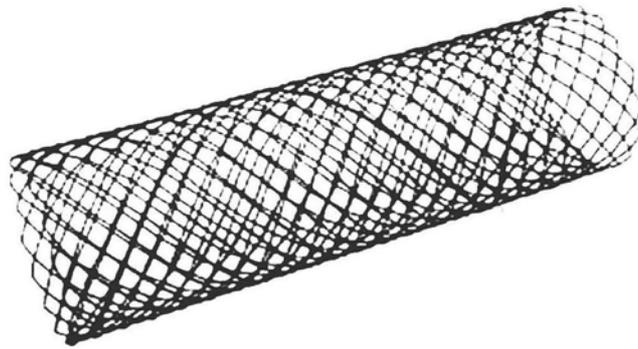


图2



图3

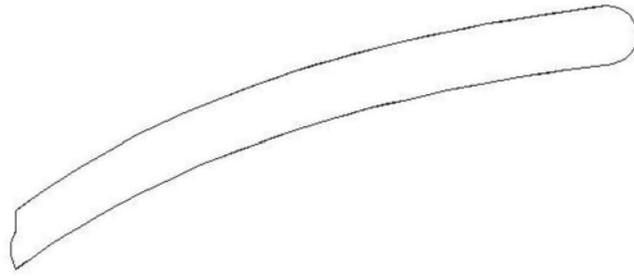


图4

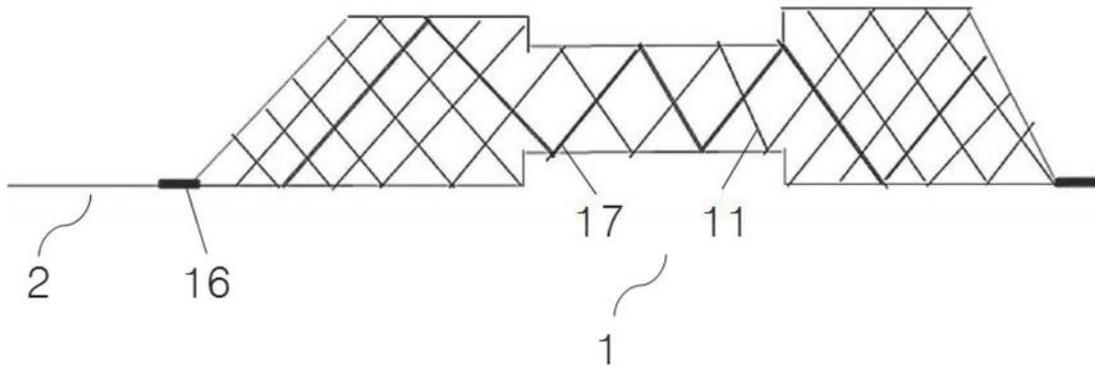


图5

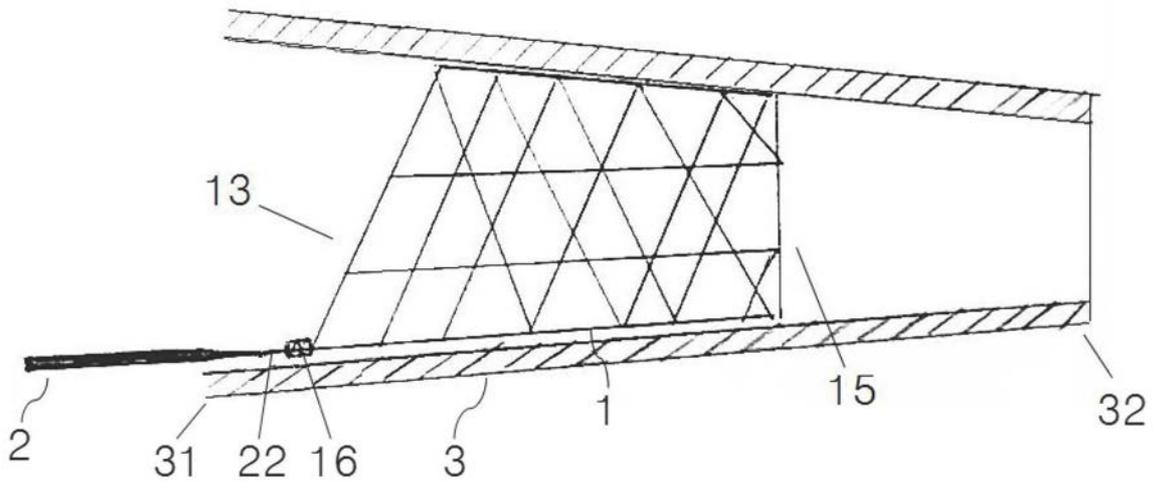


图6



图7

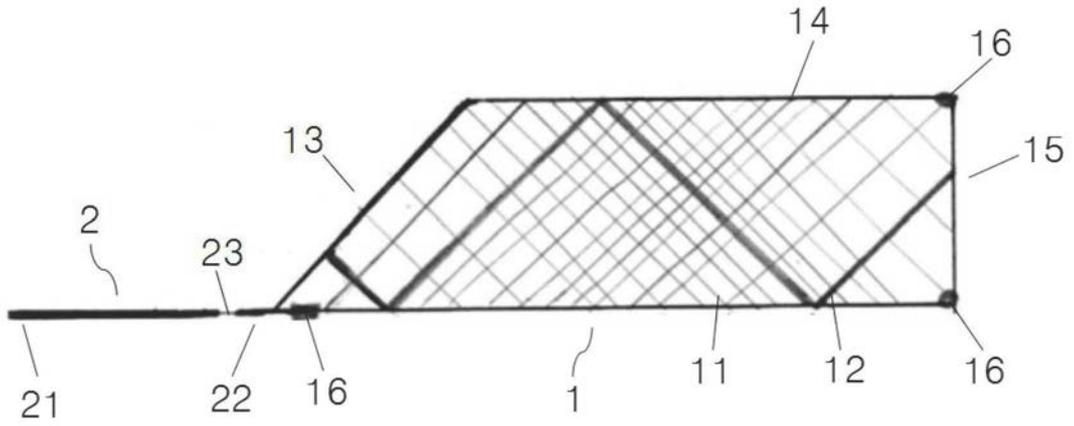


图8