



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103784222 B

(45)授权公告日 2017.01.04

(21)申请号 201310513016.8

(22)申请日 2013.10.25

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103784222 A

(43)申请公布日 2014.05.14

(30)优先权数据

61/718,964 2012.10.26 US

(73)专利权人 浙江归创医疗器械有限公司

地址 311121 浙江省杭州市余杭区文一西路金星工业园区科技大道18号1号楼

(72)发明人 赵中

(51)Int.Cl.

A61F 2/88(2006.01)

(56)对比文件

WO 2008028964 A2, 2008.03.13,
WO 2008028964 A2, 2008.03.13,
CN 1988857 A, 2007.06.27,
CN 203988517 U, 2014.12.10,
CN 1882293 A, 2006.12.20,
CN 102247649 A, 2011.11.23,
WO 2012018845 A1, 2012.02.09,
US 2012277844 A1, 2012.11.01,
CN 102014805 A, 2011.04.13,
CN 102368978 A, 2012.03.07,
US 5913897 A, 1999.06.22,
US 5925061 A, 1999.07.20,

审查员 严小波

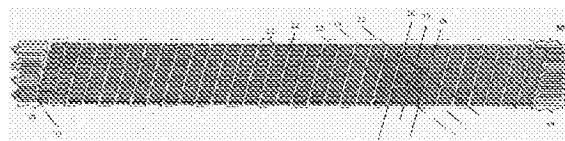
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

一种自膨式支架

(57)摘要

本发明是一种新型的激光切割镍钛合金管制成的自膨式支架。支架支柱由沿支架轴向和纵向连续绕行的螺旋带组成。螺旋由连续重复的正弦波形和每4~8个相邻行的顶点互相反向桥接形成。连接桥基本上是直的因此在两个相连顶点处不会产生错位或节距角,同时在两个相邻螺旋绕线间形成大致的菱形空间,而非相互交叉的空间。支柱基本上是以正弦或Z字形的方式重复绕行并由连接桥直接连接相邻两行支柱的顶点。支架端部可由各端的过渡区形成,过渡区采用多个长度逐渐减小的支柱,从而完成过渡形成一个平整的端部。由这种几何图形设计并用合适材料制成的支架具有最优的扭转柔顺性、高径向强度和良好的抗纵向压缩性组合。



1. 一个自膨式支架,其特征在于该支架包括:

一个主体部分,它包括基本相同的重复圆周螺旋绕线,绕线由足够的螺旋空间间隔开,每个绕线包括多个正弦波,每个正弦波由两个相邻支柱及连接两个相邻支柱的顶点界定,其中,主体部分中相邻的绕线由多个桥连接,这些桥直接延伸并跨过相邻顶点之间的螺旋空间,其中,连接桥的数量少于相邻圆周绕线圈中所有正弦波的数量,以及

第一和第二过渡区,它们分别从两端连接主体部分,所述第一和第二过渡区的每个区包括多个过渡支柱,其长度从最长支柱到最短支柱逐渐减小,以及主体部分一个支柱的末端,其与过渡区最长支柱相连以开始过渡,

其中,所述支架为一个管状结构,该结构有插入到血管内的较小的第一直径和在血管内扩展的较大的第二直径;

所述支架的主体部分包括多个圆周螺旋绕线,绕线包含具有相同长度和宽度的支柱,其中所述连接相邻圆周螺旋绕线的支柱顶点的直接桥形成一个螺旋绕线条,该绕线条与圆周螺旋绕线形成交叉;

位于同侧的两个支柱中间由转接顶点相连,其中每隔3~6个支柱重复有一个直接桥连接相邻圆周螺旋绕线的顶点,桥的长度决定相邻两排支柱的间隔距离或空间。

2. 如权利要求1所述的支架,其中相邻的所述圆周螺旋绕线上的正弦波的顶点由桥直接连接。

3. 如权利要求2所述的支架,其中所述顶点之间的桥是通过直接连接,而顶点之间没有错位或节距。

4. 如权利要求1所述的支架,其中所述主体部分的每个绕线由14~20个正弦波组成。

5. 如权利要求4所述的支架,其中所述主体部分的每个绕线由16~19个正弦波组成。

6. 如权利要求1所述的支架,其中每个螺旋绕线含三到五个直接桥,它们在相邻螺旋绕线间延伸。

7. 如权利要求1所述的支架,其中所述主体部分的每个桥在支架圆柱表面沿同一方向延伸。

8. 如权利要求1所述的支架,其中所述管状结构从第一直径自膨胀扩展到第二直径。

9. 如权利要求1所述的支架,其中所述管状部件是激光切割而成,并由超弹性材料制成。

10. 如权利要求1所述的支架,其中所述主体部分的支柱的长度相同并且比过渡区的最短支柱还要短,主体部分的支柱宽度相同并比过渡区最窄的支柱还要窄。

11. 如权利要求1所述的支架,其中所述主体部分的最后一个支柱与过渡区最长支柱的侧面相连接。

12. 如权利要求1所述的支架,其中所述支架的表面还包括药物洗脱涂层。

一种自膨式支架

发明领域

[0001] 本发明涉及一种具有良好的柔顺性的、可植入人体腔道中特别是血管中的支架。

[0002] 发明背景

[0003] 支架是被放置在病变和狭窄管腔中用于保持其通畅或开放的网格状支撑结构。支架在进行血管成形术时用来修复和重建血管。在病变动脉段中放置支架，可为血管提供结构支撑，防止动脉弹性回缩和闭合。支架可放置在任何生理管腔内，如动脉、静脉、胆管、尿路、消化道、支气管树、中脑导水管或泌尿生殖系统等。支架可被放置在人和其他动物的腔道中。

[0004] 支架通常有两种类型：自膨式支架(SE)和球囊扩张型支架(BX)。球囊扩张型支架通常是由不锈钢管或其他钴铬合金管经一系列激光切割金属管壁制成的。首先该支架有较小的第一直径，可预先压握到球囊导管中而被输送至人体病变管道。其次，该支架有二次可扩张构造，使用时会由球囊导管产生从内部管状结构向外扩张的扩张力。球囊扩张后会压缩动脉斑块并将支架固定在病变血管内。球囊扩张支架的缺点是随着时间的推移，支架缺乏扩张弹性其内径会逐渐缩小，最后会因为缺乏足够的扩张弹力而随着血管的弹性回缩而回缩。

[0005] 与此相反，自膨式支架能自动膨胀扩张，有多种不同设计包括线圈(螺旋)形、圆形、圆柱形、卷状、阶梯管形、高阶线圈形、笼或网孔状。自膨式支架像弹簧一样，压缩后可恢复到扩张或植入前的形状。因此可将压缩状态的支架插入血管中，在病变部位释放并膨胀扩张。一种类型的自膨式支架是由多个独立的有弹性的螺纹线状结构组成(自膨式螺旋状支架)。这种类型的支架在行业中称为“编织支架”。他们通常不具备足够的径向支撑力来有效地保持病变血管的畅通。此外，当一个或多个用来编制支架的金属线或纤维与支架分离后，用于制备该支架的金属丝或金属纤维可能会因为刺穿血管而具有一定的危险性。

[0006] 自膨式支架目前可由超弹性的金属合金管制造而成。这类支架有压缩可恢复性并有较好的径向支撑强度。例如，参考Moriuchi的美国专利第6013854号、Corso的美国专利第5913897号、Kveen的美国专利第6042597号、Cottone的专利申请W001189421-A2以及Bales的美国专利号8038707B2。这些自膨式支架以压缩状态插入病变血管中，如血管狭窄段，一旦回撤鞘管后除去支架的压缩力，支架就会自动膨胀并充满血管。支架可以被压缩到一根外径比病变血管内径小的导管中后被输送到病变部位，释放后的支架能膨胀恢复到原来的形状并牢固贴在血管壁上。

[0007] 现有的各种自膨式支架设计都有一定的功能缺陷，如简单的圆柱状支架设计不容易被压缩。因此，将支架插入到病变血管处将非常困难。

[0008] 现有支架设计有一种方法可以克服这个问题-Z形结构的支架，如Christiansen的美国专利第5562697号所述。Z形支架有很好的轴向柔韧性便于支架输送。然而，Z字形支架往往缺乏足够的径向强度以保持弹性回缩后血管的通畅性。

[0009] 为了提高Z形支架的径向支撑强度，其Z结构单元可通过连接点相连。美国Kveen等人的专利第6042597号描述了一种球囊扩张式支架，由连续的螺旋形结构组成，以波峰对峰

谷的形状排列,其所有相邻端通过波峰与波峰相连成曲状结构。但每个相邻的波形连接部位都可能会消弱支架的柔韧性。

[0010] 另一种是在美国Karteladze等人专利第6063113号或美国Moriuchi专利第6013584号中提到的多个呈钻石菱形或扁菱形交叉单元连接的支架设计。这种类型的支架单元之间刚性互锁,因此有着较高的刚性但不能很好的顺应血管形状而发生弯曲。

[0011] 其它超弹性管切割支架具有重复螺旋形绕线结构。这些支架由圆周型环绕线结构形成正弦波,通过专有结构把波幅连接起来。然而,连接桥的结构和排列不能最大限度地提高支架的扭转弹性。Cottone的W001/189421A2和Bales的美国专利号8038707B2描述了一种具有螺旋形的桥(连接)连接螺旋绕组支架,这些连接桥的走向与支架主体的螺旋结构的走向正好手性交叉。

[0012] Cottone的设计描述了具有螺旋形的桥(连接)连接螺旋绕组支架,这些连接桥的走向与形成支架中间主体的绕组是手性反向的。此设计描述中提出一种具有不对称特性的支架,会导致支架在同一方向上和不同方向上抵抗扭转变形。此外,每一个“连接螺旋”形成一串连接点,它只能被一个和一个半起伏中断。因此,该连接串不易被拉伸和压缩。因此,当支架按此设计进行扭转时,会导致支架在“拧紧”方向(即,绕组方向)扭转时发生收缩,而在相反的“松动”方向扭转时发生扩张。这种不规则扭转反应会导致支架的起伏被迫离开支架表面圆柱面,使得支架在“松动”的方向扭转时,支架看起来会发生弯曲。

[0013] 事实上,即使支架构造与Cottone的优选方案相反(即,具有与螺旋性回旋相同手性偏向的螺旋桥梁),也会得到相同的效果。含有桥接串构造的螺旋形支架由少数独立回旋段隔开,会在扭曲时效果不佳。也就是说,支架按一种方式与其他方式被扭曲,会产生不同的反应,当朝“松动”的方向上稍稍扭动支架时,其表面会发生扭曲。此外,由于支架的螺旋形绕组,Corso和Kveen所描述的支架会在螺旋绕组端发生不均匀地终止。因此,最终绕组的终点未能提供一个 360° 的统一径向膨胀力。关于这个问题,Cottone提供了一种支架,在支架的中间主体部分具有起伏螺旋绕组,在支架的每一端都具有一个起伏的圆筒结构,支架还具有起伏过渡区将每个筒状结构都连接到中央螺旋缠绕主体部分。过渡区的起伏包括逐步改变长度的支柱。

[0014] 由于过渡区必须与圆柱形绕线一侧和螺旋形绕线另一侧直接配对,所以在过渡区必须建立一个自由端,螺旋部可延伸至此。端部过渡区必须设置一个分岔点,并必须与过渡区的圆周绕线均匀支柱长度隔开,使得螺旋缠绕部可过渡到圆柱形绕线部分。

[0015] 但是,如果过渡区部分有较长的支柱,其比短支柱易于膨胀,因为弯曲过程中较长支柱段的弯矩大于短支柱。此外,当支架膨胀后两种类型支柱有相同的张角时,如果支柱越长,支柱间的张距就会越大。这两因素结合起来,过渡区部分较长支柱的表观张距远大于较短支柱部分。因此,Cottone描述的简单的过渡区设计是难以实现支架的均匀膨胀和压缩性能,而这正是一个高效的自膨式支架的必要特点。

[0016] 此外,除了Cottone提及的螺旋支架过渡区在支架端部波形含有不同长度的支柱段之外,支架通常包含同一长度的支柱贯穿其设计中。因此,为了实现均匀的支架张口,所有的支柱都具有基本相同的宽度和长度。

[0017] Bales的美国专利号8038707B2中描述了一种雕刻管自膨式支架,主体部分有重复波形组成的螺旋形绕线组,端部排列有圆柱形绕线组,在每个螺旋部分与圆柱形部分之间

设有过渡区。该专利列出几条标准,可以为自膨式螺旋缠绕支架提供更好的柔顺性和膨胀性。根据第一条标准,通过最大数量的波形物隔开所有连接相邻的螺旋绕组的连接桥以提高支架的扭转柔韧性,以保证支架的弹性和可压缩性。根据第二条标准,其中心部分的波形物互相交叉以适应支架压握。根据最优先方案,可通过一个和一个半波形物环接界面外的波形物。Bales的设计存在的缺陷是界面外的连接桥可能会导致支架在释放时纵向回缩。

[0018] 因此,迫切需要进一步改进自膨支架的设计以克服现有技术的不足。当前发明的目的是提供一种优先几何设计,其同时具有高度柔顺性、显著的径向支撑强度和令人满意的抗纵向压缩性。这种设计还能动态适应血压变化。

发明内容

[0019] 本发明的支架是激光切割镍-钛合金管制成的自膨式支架。支架由中空管雕刻成不同形状的螺旋结构,作为支架的基本支撑结构。第一种螺旋结构由多个正弦重复波形组成,第二种螺旋结构由多个连接结构组成,使桥连接正弦重复波形每隔几圈的顶点。第一种和第二种螺旋结构于中空管表面沿纵向轴线在相反的方向加工而成。

[0020] 支架的端部由一个长度逐渐缩短的闭合圆周绕线组成。最后一段常规支柱与过渡区的最长支柱相连,而过渡区的最短支柱连回到起始最长支柱。长度逐渐缩短的过渡区,产生一个基本与支架纵轴垂直的端面。过渡区的支柱与最后一行常规的中间支柱的顶点相连以完成过渡。过渡区域的支柱的宽度比中间部分逐渐增大以补偿在支架单位面积上减少的支柱数量。

[0021] 本发明提供的自膨式支架包括:

[0022] 一个主体部分,它包括基本相同的重复圆周螺旋绕线,绕线由足够的螺旋空间(例如,包括连续菱形空间的螺旋空间)间隔开,每个绕线包括多个正弦波,每个正弦波由两个相邻支柱及连接两个相邻支柱的顶点界定,其中,主体部分中相邻的绕线由多个桥连接,这些桥直接延伸并跨过相邻顶点之间的螺旋空间,其中,连接桥的数量少于相邻圆周绕线圈中所有正弦波的数量,以及

[0023] 第一和第二过渡区,它们分别从两端连接主体部分,所述第一和第二过渡区的每个区包括多个过渡支柱,其长度从最长支柱到最短支柱逐渐减小,以及主体部分一个支柱的末端,其与过渡区最长支柱相连以开始过渡,

[0024] 其中,所述支架为一个管状结构,该结构有插入到血管内时的较小的第一直径和血管内扩展后较大的第二直径。

[0025] 进一步的,所述的支架,其中所述相邻绕线上的正弦波的顶点由桥直接连接。

[0026] 进一步的,所述的支架,其中所述顶点之间的桥是通过直接连接,而顶点之间没有错位或节距。

[0027] 进一步的,所述的支架,其中所述主体部分的每个绕线由14~20个正弦波组成。

[0028] 进一步的,所述的支架,其中所述主体部分的每个绕线由16~19个正弦波组成。

[0029] 进一步的,所述的支架,其中每个螺旋绕线包含三到五个直接桥,它们在相邻螺旋绕线间延伸。

[0030] 进一步的,所述的支架,其中所述主体部分的每个桥在支架圆柱表面沿同一方向延伸。

- [0031] 进一步的，所述的支架，其中所述管状结构从第一直径自膨胀扩展到第二直径。
- [0032] 进一步的，所述的支架，其中所述管状部件是激光切割而成，并由超弹性材料制成。
- [0033] 进一步的，所述的支架，其中所述支架的主体部分包括多个圆周螺旋绕线，绕线包含具有相同长度和宽度的支柱。
- [0034] 进一步的，所述的支架，其中每隔3-6个支柱重复有一个直接桥连接相邻圆周螺旋绕线的顶点。
- [0035] 进一步的，所述的支架，其中所述连接相邻圆周螺旋绕线的支柱顶点的直接桥形成一个螺旋绕线条，该绕线条与圆周螺旋绕线形成交叉。
- [0036] 进一步的，所述的支架，其中所述主体部分的支柱的长度相同并且比过渡区的最短支柱还要短，主体部分的支柱宽度相同并比过渡区最窄的支柱还要窄。
- [0037] 进一步的，所述的支架，其中所述主体部分的最后一个常规支柱与过渡区最长支柱的侧面相连接。
- [0038] 进一步的，所述的支架，其中连接所述过渡区支柱顶点和所述主体部分顶点的桥要低于中间区域连接顶点间的桥。
- [0039] 进一步的，所述的支架，其中所述支架的表面还包括药物洗脱、释放涂层。
- [0040] 本发明是一种新型的激光切割镍钛合金管制成的自膨式支架。支架支柱由沿支架轴向和纵向连续绕行的螺旋带组成。螺旋由连续重复的正弦波形和每4-8个相邻行的顶点互相反向桥接形成。连接桥基本上是直线，因此在两个相连顶点处不会产生错位或节距角，同时在两个相邻螺旋绕线间形成大致的菱形空间，而非相互交叉的空间。支柱基本上是以正弦或Z字形的方式重复绕行并由连接桥直接连接相邻两行支柱的顶点。支架端部可由各端的过渡区形成，过渡区采用多个长度逐渐减小的支柱，从而完成过渡形成一个平整的端部。由这种几何图形设计并用合适材料制成的支架具有最优的扭转柔顺性、高径向强度和良好的抗纵向压缩性组合。

附图说明

- [0041] 图1是本发明螺旋支架的二维平面视图，所述支架沿其纵轴切断并平放；
- [0042] 图2是图1中端部过渡区的放大的二维平面视图；
- [0043] 图3是图1中螺旋支架常规中间部分的放大的二维平面视图；
- [0044] 图4是图1中螺旋支架常规中间部分的示意图，显示了圆周绕线之间的直接连接桥和基本有规律重复的菱形空间；
- [0045] 图5是根据本发明制作的一个支架的图片，显示了支架在弯曲状态下的灵活性；
- [0046] 图6是根据本发明制作的一个支架的图片，显示了支柱行之间的连续菱形空间。

具体实施方式

- [0047] 本发明涉及到一种自膨支架。支架指任何插入血管管腔中用来扩张该血管横截腔的医疗设备。本发明的支架可用在任何动脉、静脉、胆管或其他血管，如输尿管或尿道。支架可用于治疗动脉狭窄，如冠状动脉、腹股沟下动脉、主髂动脉、锁骨下动脉、肠系膜或肾动脉。

[0048] 术语“正弦波”或“正弦重复(波形)”,是指在支架中形成连续的螺旋绕线时的弯曲或波形。这些波形可以形成正弦波、Z字形或类似的几何图案。

[0049] 支架管壁厚度基本均匀。该支架在压缩状态具有一个第一直径。可借用机械压缩力压缩支架,如将支架压缩到鞘管中。压缩后的支架可借助输送系统插入血管管腔中。支架在非压缩状态具有第二可变直径,撤销压缩力,如回撤鞘管释放压缩力后,支架立即膨胀,能为血管提供有效支撑力。

[0050] 该支架是由超弹性金属中空管制成。管壁上的雕痕/孔是组成支架的基本元素,可用激光在管壁上雕刻,例如,YAG激光、放电、化学蚀刻或机械切割。通过这种加工工艺,支架由单一整体构成而没有任何焊接点等骤然表面物理性质变化。制备该支架管壁表面的雕痕/孔,在本技术领域中熟练技术工人的普通技术水平即可完成。

[0051] 支架壁具有一个支架网格,其由两种不同类型的螺旋结构组成。支架网格能保持推送柔顺性并均匀支撑血管壁。这种设计能进一步顺应血管形状。第一种螺旋结构由多个“正弦重复”波形连续连接而成;第二种螺旋结构由多个连接桥组成,这些连接桥形成的螺旋形与圆周绕线形成的第一种螺旋结构相互交叉贯穿。

[0052] 术语“桥”或“连接桥”,是指连接相邻圆周绕线支柱顶点的结构元素。这些桥连接在一起并以一个比正弦波低的频率规律性重复。

[0053] 这些连接桥也为相邻行的圆周绕线提供足够的空间。优选实例包括连接桥直接连接支柱顶点(没有错位或节距),以提供最佳优化空间及支架的最小纵向压缩性。

[0054] 图1描述了支架的二维平面视图。支架10的主体部分是由多个正弦重复11组成的第一种螺旋形结构。这些正弦波通过桥结构12(重复率低于正弦波)规律性与相邻行正弦波连接。圆周绕线的相邻行的间隔或空间由连接桥12规律性隔开。这些有规律的连接桥形成的螺旋形结构(13、14、15)与每排支架支柱间的空间(16、17、18)相互交叉贯穿。

[0055] 本发明中的支架两端各有一个过渡区(20、30),形成与支架的纵向轴线垂直的平面。端部过渡区的支柱长度逐渐减小,由最长支柱连接到中间最后常规支柱(21)形成。过渡区支柱的宽度与支柱的长度成比例逐渐缩小,就是最长的支柱最宽而最后最短的支柱最窄,以提供足够的径向支撑力。支架过渡区连接最后一行常规支柱的顶点,连接频率低于中间部分。

[0056] 图2是图1端部过渡区二维平面的放大视图。在该图中,过渡区由虚线标出。过渡支柱40的中间部分连接到最后一排常规支柱48上。这个基本垂直连接设计可以最大程度减少释放时的膨胀压力。过渡区的支柱长度逐渐减短,最后且最短的支柱41连接至最长的支柱40形成最后一个顶点49。过渡区支柱通过桥连接42(比在中间部分有更高的连接频率)连接到常规圆周绕线上。可选择地,端部过渡区域可以有圆形结构43连接到支架的支柱顶端,这些圆形结构也可以填上钽或白金或黄金等x光不透过的标志物,如Imran的美国专利号6022374所描述,该专利的全部内容通过引用并入本申请。

[0057] 图3是图1螺旋支架中间常规部分的放大示意图。示意了重复的圆周绕圈具有基本相同的支柱51和52,中间由转接顶点53相连。相邻两排支柱的顶点53与54由桥55直接相连。桥55的长度决定了相邻两排支柱的间隔距离或空间56。桥55越长,间距越大。这些间距距离对把支架顺畅压握到输送系统外鞘管中(支架压缩直径)而不发生错位或重叠起着至关重要的作用。桥55与支柱51、52的方向之间的优选角度 α 应小于45度,这样支柱间的距离在使

用与释放过程中将被最佳保留,为此能提供更好的支架径向压缩力,而这正是美国专利号8,038,707B2中桥接特地产生10度节距度的支架的一个潜在设计缺陷。本发明设计将最佳结合重复圆周绕线的柔顺性与桥接结构的纵向抗压缩性。同时顶点53与54之间的桥是通过直接连接,而顶点之间没有错位或节距。

[0058] 图4是图1中间常规部分的螺旋结构图,示意了直接连接桥63与多个规律重复出现的位于圆周绕线60、61、62之间的菱形空间64。这些重复空间64由相邻两排支柱段的顶点并列反向直接连接,呈菱形单元。这个特点与文献中描述的支架设计相对具有优势,如美国专利号8,038,707B2中连接环由斜面错开而导致环间相互交叉。

[0059] 连接两排相邻螺旋结构的连接桥数量在第一种螺旋结构每转360度的角度中从2到5个不等,具体数目取决于该支架的直径。在一些优选实例中,连接桥的数量可能多于4个。在所有的优选实例中,连接桥连接的相邻螺旋线圈的数量比每360度螺旋线圈中所含正弦波重复的数目小很多。

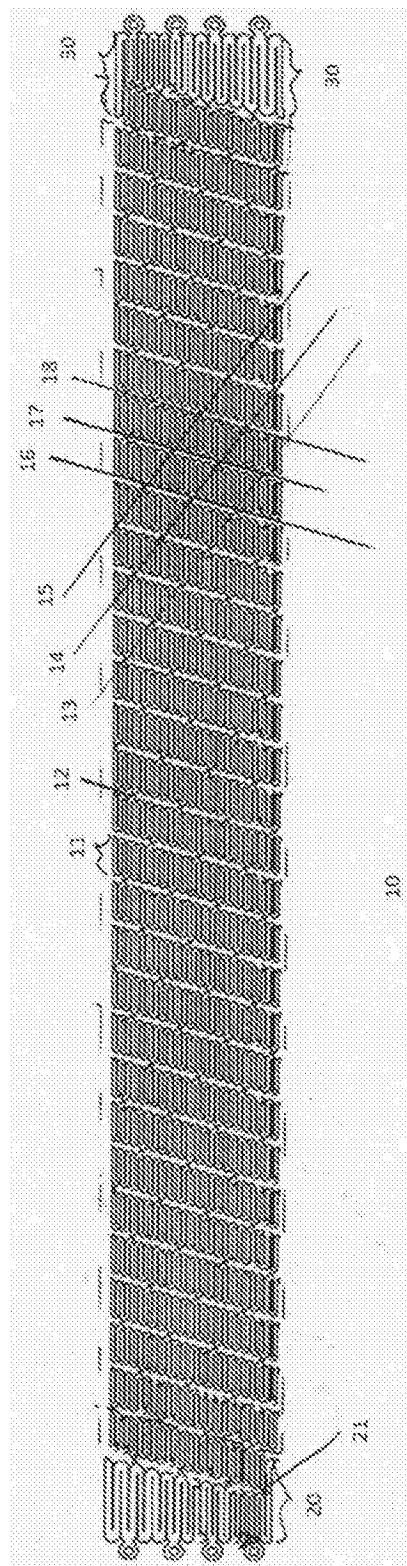
[0060] 本发明支架中间主要部分的重复支柱和连接桥的长度有优化选择,使这些支架能提供足够的径向支撑而同时保留了足够程度的纵向柔顺型。在任何情况下,连接桥的长度显著短于支架支柱的长度。

[0061] 支架网格结构均匀支撑血管壁并保证了支架释放柔顺性。网格结构使其具有良好的抗压性,当支架被径向压缩并释放压缩力后,支架能够迅速回到非压缩状态。网格结构也允许本发明的支架动态顺应血管的生理变化,如顺应弹性回缩力或血管重建引起的纵向血管收缩。

[0062] 图5是根据本发明制作的一个支架的图片,显示了支架在弯曲状态下的灵活性。如果是传统的闭合单元设计的支架,其弯曲部分将会紧扣,从而限制了通过支架的血流。而本发明的新型螺旋结构在弯部提供了足够的表面覆盖,从而全面保持了支架的通畅性。

[0063] 图6是根据本发明制作的一个支架的图片,显示了支柱行间连续的菱形空间(71、72、73)。这个间距设计在支柱行间提供了足够的空间,同时最小化了支架卷曲或安装过程中支柱的交叉重叠现象。

[0064] 本发明描述了几个不同的发明实例,但并不意味着本发明仅局限于这些实例,本领域技术人员可不脱离本发明权利要求定义的精神和范围,对本发明进行修改和变动。



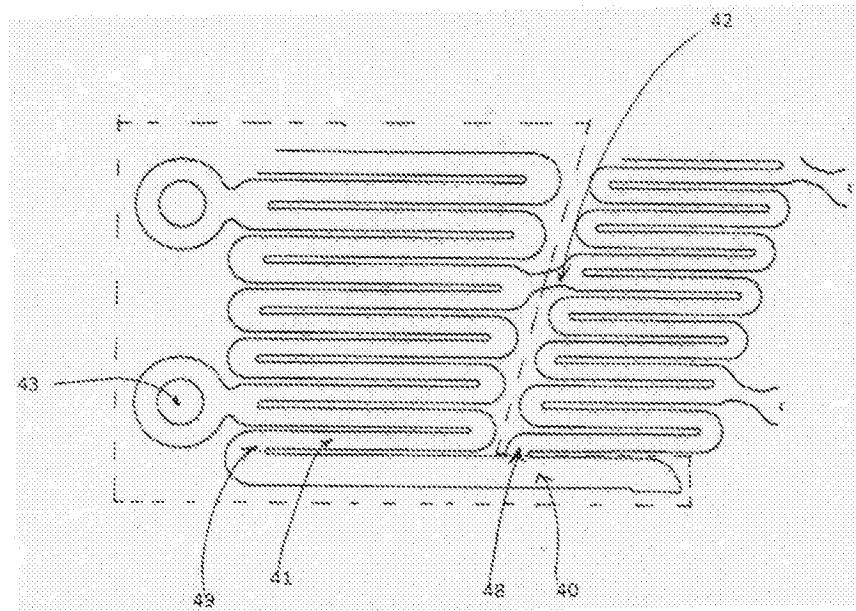


图2

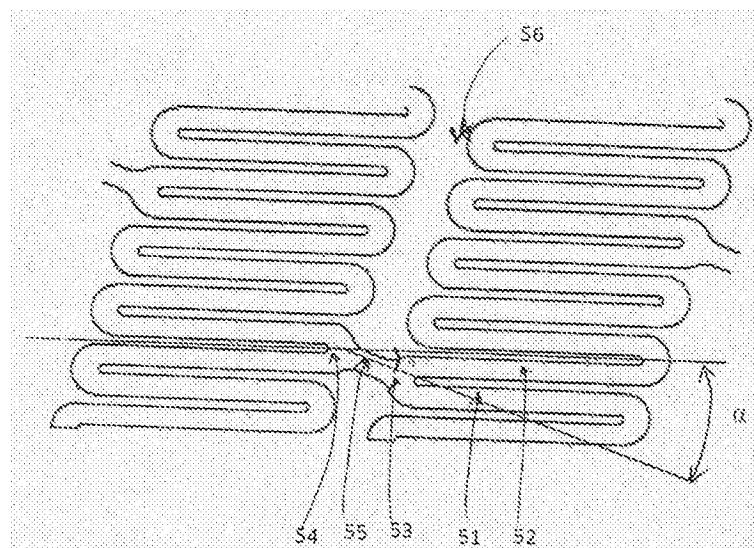


图3

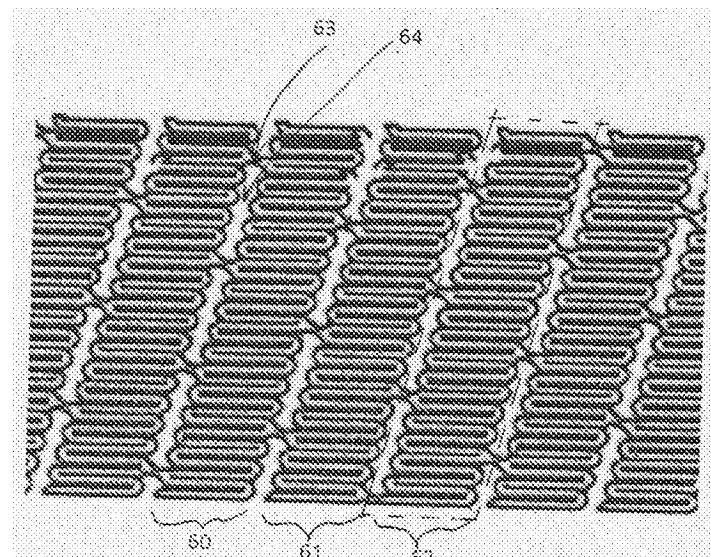


图4

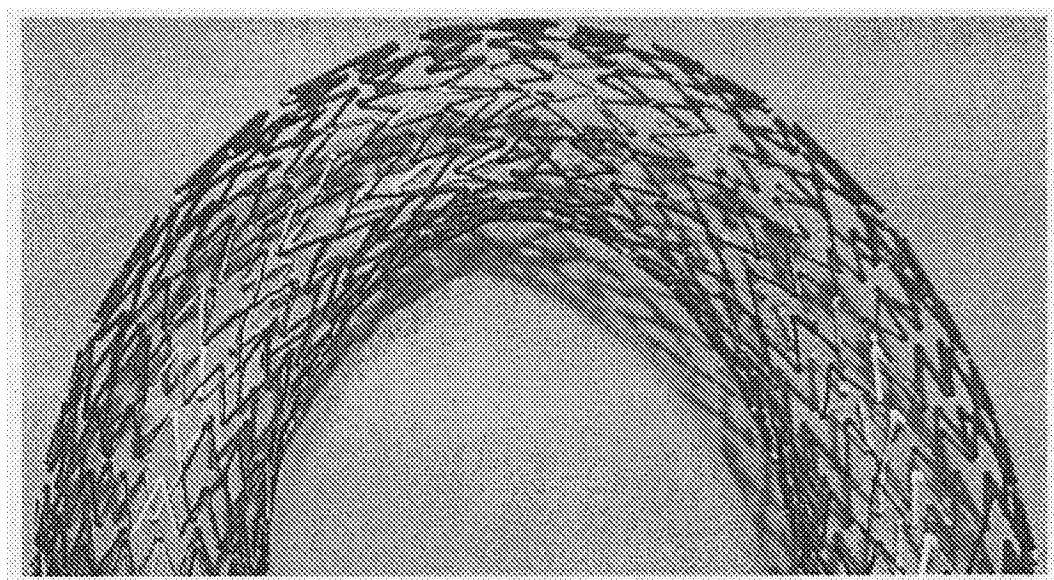


图5

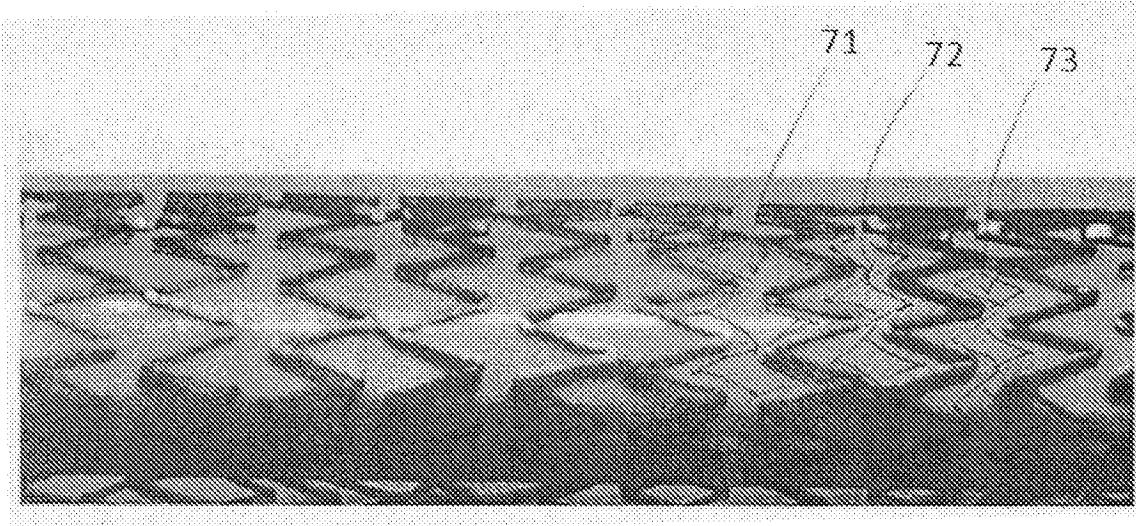


图6