(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107635485 B
(45)授权公告日 2020.09.01

(21)申请号 201680022087.X

(22)申请日 2016.02.19

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107635485 A

(43)申请公布日 2018.01.26

(30)优先权数据
202015102060.0 2015.04.24 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.11.07

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2016/053547 2016.02.19

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2016/169671 DE 2016.10.27

(73)专利权人 德国PFM医用产品有限公司
地址 德国科隆

(72)发明人 约阿希姆·沙费尔

(74)专利代理机构 北京京万通知识产权代理有限公司 11440
代理人 万学堂

(51)Int.Cl.
A61B 17/12(2006.01)

审查员 姚媛

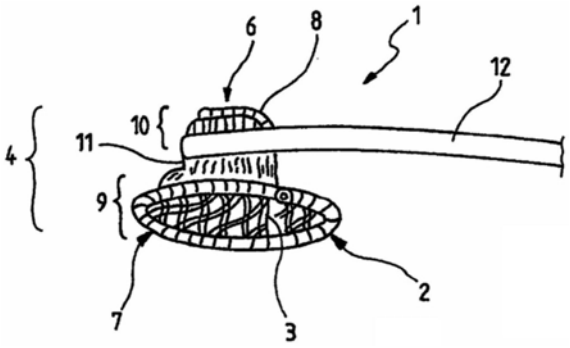
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

一种用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体

(57)摘要

本发明提供一种用于封闭人或动物体内的缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体(1),包括基体(2)和至少一个纤维(3),其中该基体(2)可以针对弹性材料力从次级形状向初级形状可逆地变形,其中在初级形状下基体(2)具有细长的形状而在次级形状下至少部分地盘绕并包括锥形形状(4),该至少一个纤维(3)连接至基体(2),以使得在基体(2)的次级形状下的纤维(3)横向延伸通过锥形形状(4)至少一次,优选地多次。相较于现有技术,本发明医疗植入体能够缩短封闭时间。



CN 107635485 B

1.一种用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体(1),包括:

基体(2)和至少一个纤维(3),

其中所述基体(2)可以针对弹性材料力从次级形状可逆地变形到初级形状,

其中在所述初级形状下所述基体(2)具有细长的形状,而在所述次级形状下至少部分地盘绕并包括锥形形状(4),

所述至少一个纤维(3)连接至所述基体(2),以使得在所述基体(2)的所述次级形状下的所述纤维(3)横向延伸通过所述锥形形状(4)至少一次,或多次;

其特征在于:

所述至少一个纤维(3)在所述锥形形状(4)中形成类网结构。

2.根据权利要求1所述的医疗植入体(1),其特征在于所述至少一个纤维(3)延伸通过所述锥形形状(4)的中心至少一次。

3.根据权利要求1所述的医疗植入体(1),其特征在于所述至少一个纤维(3)在至少两个点处连接至所述基体(2)。

4.根据权利要求3所述的医疗植入体(1),其特征在于所述至少一个纤维(3)在多于两个点处连接至所述基体(2)。

5.根据权利要求4所述的医疗植入体(1),其特征在于至少两个纤维(3)各自在至少两个点处连接至所述基体(2)。

6.根据权利要求5所述的医疗植入体(1),其特征在于相应的纤维(3)的连接点彼此间隔开,以规则距离间隔开。

7.根据权利要求1所述的医疗植入体(1),其特征在于所述基体(2)由具有形状记忆的材料制成。

8.根据权利要求7所述的医疗植入体(1),其特征在于所述具有形状记忆的材料是镍钛诺或具有形状记忆的塑料。

9.根据权利要求1所述的医疗植入体(1),其特征在于所述基体(2)由类线元件形成,其中所述基体(2)具有螺旋线的形式。

10.根据权利要求1所述的医疗植入体(1),其特征在于所述锥形形状(4)由两个彼此插入的漏斗组成。

11.根据权利要求1至10中任一项所述的医疗植入体(1),其特征在于所述至少一个纤维是血栓形成纤维。

12.根据权利要求11所述的医疗植入体(1),其特征在于所述至少一个纤维(3)由塑料纤维组成,选自包括以下的组:吸附和非吸附材料、天然和合成物质。

13.根据权利要求12所述的医疗植入体(1),其特征在于所述吸附和非吸附材料、天然和合成物质是:聚酯、聚酰胺、聚丙烯、聚丁烯酯、膨胀型聚四氟乙烯(ePTFE)、聚偏二氟乙烯(PVDF)、尼龙、亚麻、丝、肠线。

14.根据权利要求1至10中任一项所述的医疗植入体(1),其特征在于,所述盘绕的次级形状具有第一渐缩区域(9)、具有较小直径的圆柱形区域(11),以及至少部分围绕所述第一渐缩区域(9)的外表面朝向具有扩大的直径的第一渐缩区域(9)的端部延伸的第三区域(10)。

15.根据权利要求1至10中任一项所述的医疗植入体(1),其特征在于:所述的锥形形状(4)包括延伸区域(5)和渐缩区域(6),在所述次级形状下的医疗植入物(1)在所述延伸区域(5)中具有在2.0和20.0mm之间的直径。

16.根据权利要求15所述的医疗植入体(1),其特征在于在所述次级形状下的医疗植入物(1)在延伸区域(5)中具有在8.0和16.0之间的直径。

17.根据权利要求1至10中任一项所述的医疗植入体(1),其特征在于:所述的锥形形状(4)包括延伸区域(5)和渐缩区域(6),在所述次级形状下的医疗植入物(1)在所述渐缩区域(6)中具有在1.0和10.0mm之间的直径。

18.根据权利要求17所述的医疗植入体(1),其特征在于在所述次级形状下的医疗植入物(1)在渐缩区域(6)中具有在6.0和8.0mm之间的直径。

19.根据权利要求14所述的医疗植入体(1),其特征在于所述圆柱形区域(11)具有在1.0和7.0mm之间的直径。

20.根据权利要求19所述的医疗植入体(1),其特征在于所述圆柱形区域(11)具有在5.0mm和6.5mm之间的直径。

一种用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体。根据本发明的医疗植入体包括基体以及至少一个纤维。

背景技术

[0002] 用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体具有多种形式。此类医疗植入体，例如，借助于气囊导管在期望位置处膨胀，或者由自膨胀式材料组成，例如形状记忆材料。优选地，医疗植入体借助于微创方法经由导管被植入人或动物体内。

[0003] 在医疗植入体通过导管输送至人或动物体内的期望位置期间，医疗植入体具有基本上细长的初级形状。因此，在初级形状下，医疗植入体具有较大的径向膨胀对横向膨胀比率。一旦离开导管，医疗植入体采取次级形状以封闭人或动物体内的缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口。根据现有技术，已知多种次级形状用于封闭人或动物体内的器官路径或别的孔口。例如，医疗植入体的基体按照以下方式设计成次级形状，即：基体具有漏斗形。

[0004] 另外，为了提升栓塞效果，已知为向医疗植入体提供血栓形成纤维。

[0005] 为了实现该目的，例如，EP0750480B1公开了，可商购Z扭曲涤纶材料的血栓形成纤维沿紧邻卷绕物之间的螺旋状物的卷绕物的长度以规则间隔进行布置。这些血栓形成纤维随后在卷绕物之间从出初级螺旋状物径向突出。通过JP-8131553还可知一种类似的结构。同样，JP-2001079011也提供了一种类似的结构。

[0006] 根据DE69831889T2，公开了一种医疗植入体，其中在其具有切口的外表面上设置有弹性的线圈形卷绕的线，该切口一方面用于改善线圈线的柔性，另一方面用于附接血栓形成纤维。该纤维可以被打结成线，借助于粘附、熔合或者别的粘结方法附接在那里。

[0007] 根据DE69826275T2，提出了一种医疗植入体，其呈初级螺旋状物，该初级螺旋状物可以被成形为各种次级形状。血栓形成纤维沿该初级螺旋状物进行交织。这些纤维各自在一端处紧固至一卷绕并穿过一些中间卷绕物，以使得血栓形成纤维的环在初级螺旋状物的外侧上突出。可选地，公开了围绕该初级螺旋状物提供纤维材料的编织鞘。DE69833699 T2公开了一种类似的构造，其中血栓形成纤维同样地穿过初级螺旋状物或次级螺旋状物的螺旋线。在该情况下，血栓形成纤维的环也从螺旋状物突出。根据DE69826275T2的脉管封闭螺旋状物还显示了对应的设计。

[0008] 通过专利US6,187,027B1、EP1584298A1、JP-2005237952、JP-8131553以及JP-2001079011可知利用线圈的外周或圆锥突出纤维。

[0009] 在EP0778005A1和JP-9276280中描述了一种用于向闭塞螺旋状物施加血栓形成纤维的进一步的可选解决方案。在此情况下，血栓形成纤维的多个线束通过闭合螺旋状物的螺旋线穿过内侧。血栓形成纤维线束的端部彼此连接。

[0010] 此外，DE102007038446A1公开了一种医疗植入体，其中血栓形成纤维围绕螺旋状

基体缠绕。

[0011] 另一种用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体由pfm医疗公司市售，商品名为“Nit-Occlud VSD”。该医疗植入体包括基体和多个血栓形成纤维。该基体可以针对弹性回复力从次级形状到初级形状可逆地变形，其中在初级形状下基体具有以较大的纵向膨胀对横向膨胀比率的细长形状，以及在次级形状下为以比初级形状下小的纵向膨胀对横向膨胀比率的至少部分盘绕的形状。Nit-Occlud Lê VSD螺旋状物是用于室间隔缺损(VSD)的封闭的永久性植入体，其借助于微创导管技术被引导进入心室内。该螺旋状物由镍钛诺组成，一种具有形状记忆的材料，并且在松弛状态下具有锥形的形状(次级形状)。

[0012] 为了获得加快的血栓形成性以及由此更短的封闭时间，在Nit-Occlud Lê VSD螺旋状物的远端区域，即在锥形具有较大直径的区域中设置了血栓形成纤维。因此，多个短血栓形成纤维被附接至该基体。在此情况下，单独的血栓形成纤维由多个单独的细丝组成，它们彼此链接，或者在血栓形成纤维的中间区域缠绕且在血栓形成纤维的端部处散开。例如，Nit-Occlud Lê VSD螺旋状物的血栓形成纤维大约为1cm长。取决于该VSD螺旋状物的尺寸，提供大约10至150个血栓形成纤维，其中每个血栓形成纤维具有例如34个或36个单独的细丝。然而，已经发现，血栓形成纤维在潮湿状态下可能粘到VSD螺旋状物上，这样孔口将残留在锥形的渐缩区域中，也就是说在窄的漏斗区域中。这就增加了封闭时间。

[0013] 鉴于上述问题，有必要提供一种医疗植入体，以解决上述问题。

发明内容

[0014] 针对现有技术的不足，本发明解决的技术问题是提供一种医疗植入体，该医疗植入体能够缩短封闭时间。

[0015] 因此,本发明的一个目标是针对封闭时间改进现有技术已知的用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或者别的孔口的医疗植入物。

[0016] 根据本发明，该目标借助于用于人或动物体内的缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的封闭的医疗植入物来实现，包括基体和至少一个纤维，其中该基体可以针对弹性材料力从次级形状向初级形状可逆地变形，其中在初级形状下基体具有细长的形状而在次级形状下至少部分地盘绕并包括锥形形状，其特征在于该至少一个纤维连接至基体，以使得在基体的次级形状下的纤维横向延伸通过锥形形状至少一次，优选地多次。

[0017] 本发明基于以下发现，医疗植入物的至少一个纤维在潮湿状态下不能粘到锥形形状的内壁上，这样如果该至少一个纤维横向延伸通过锥形形状，孔口将残留在锥形的渐缩区域中。

[0018] 在初级形状下，基体具有细长的形状，使得其可以借助于微创导管技术植入人或动物体内。在该初级形状下，基体具有大的纵向膨胀对横向膨胀比率。

[0019] 当离开用于植入的导管时，基体独立地较佳呈现次级形状，其中由基体形成的医疗植入物封闭人或动物体内的缺陷孔口、脉管、器官路径或其他体孔口。在该次级形状下，基体具有比在初级形状下更小的纵向膨胀对横向膨胀比率。

[0020] 本发明意义上的锥形形状包括延伸区域和渐缩区域。因此圆锥形状对应于漏斗形。优选地，锥形形状的延伸区域位于医疗植入物的远端，而锥形区域的渐缩区域位于医疗

植入物的近端。本发明意义上的远端是面向主体中心的区域而本发明意义上的近端是医疗植入物的背对远离主体中心的区域。

[0021] 此外，根据本发明的医疗植入物的设计具有降低的溶血风险，这是因为已经显著减少了所使用的纤维的数目。纤维的松散端可以有助于破坏红血球，其为溶血的一个重要因素。

[0022] 本发明意义上的纤维是精细的薄细丝状结构，其由植物或动物材料组成或者合成生成。

[0023] 根据本发明的一个优选变型，至少一个纤维延伸通过锥形形状的中心至少一次。如果医疗植入物被植入人或动物体内，特别是植入脉管或器官内，其中医疗植入物与血液循环结合，则在渐缩区域的区域中将形成增大的流速。为了使至少一个纤维不会由于增大的流速改变其位置而以此使孔口残留在渐缩区域中，该至少一个纤维穿过锥形形状的中心至少一次。

[0024] 在本发明的一个变型中，至少一个纤维在锥形形状中形成类网结构。这样的类网结构增加了血栓形成性，并且由此降低了封闭速度。此外，类网结构具有以下优势，类网结构的各个支柱互相支撑，使得以上提到的增大的流速实际上并不引起类网结构的改变。

[0025] 根据本发明的另一个有利的变型，至少一个纤维在至少两个点处连接至基体。这样的构造以简单的方式导致以下事实，即该至少一个纤维在基体的次级形状下横向延伸通过锥形形状至少一次。此外，该至少一个纤维在基体的初级形状下几乎平行于基体行进，使得该至少一个纤维实际上并不对在初级形状下的医疗植入物的直径具有影响。在初级形状下的医疗植入物的直径对于微创植入特别重要，这是因为医疗植入物的直径决定性地影响待使用的导管的尺寸。

[0026] 在一个有利变型中，至少一个纤维在至少多于两个点处连接至基体。因此，该至少一个纤维在基体的初级形状下以波浪方式布置在基体上或基体周围，并且该至少一个纤维的未被连接至基体的区域在次级形状下横向延伸通过锥形形状。

[0027] 在血栓形成纤维连接至基体处的至少两个点之间的距离优选地在0.1和2.0cm之间，并且特别是在1.0和1.5cm之间。

[0028] 根据本发明的一个有利变型，该至少一个纤维在基体的初级形状下从基体突出至多0.5cm。对于根据本发明的借助于微创导管技术的植入物的植入而言，这是特别有利的。

[0029] 根据本发明的一个特别有利的变型，至少两个纤维各自在至少两个点处连接至基体。再次，在纤维和基体的单独的连接点之间的距离优选地在0.1和2.0cm之间，并且特别是在1.0和1.5cm之间。

[0030] 根据本发明的一个变型，相应纤维的连接点彼此间隔开，优选地以规则距离间隔开。因此，在次级形状下可以获得其中单独的元件横向延伸通过锥形形状相互彼此支撑的结构。

[0031] 基体有利地由具有形状记忆的材料制成，特别是镍钛诺或具有形状记忆的塑料。因此，当离开植入导管时，基体可以自主地从初级形状到次级形状将其自身展开或卷绕。

[0032] 根据本发明的变型，基体由类线元件形成，其中基体具有螺旋线的形式。因此，基体呈现出高度的柔性并且同时呈现出足够的稳定性以适应次级形状下的盘绕的锥形形状。

[0033] 有利地，内心轴布置在圆柱形形状的基体的内部。借助于内心轴，医疗植入物例如

可以以简单的方式转移到初级形状中。

[0034] 根据本发明的一个变型，锥形形状由两个彼此插入的漏斗组成。这改进了在次级形状下的医疗植入物的稳定性。

[0035] 在本发明的一个特别优选的变型中，至少一个纤维是血栓形成纤维。

[0036] 根据本发明的一个变型，至少一个血栓形成纤维由塑料纤维组成，例如选自包括以下的组：吸附和非吸附材料、天然和合成物质，特别是聚酯、聚酰胺、聚丙烯、聚丁烯酯、膨胀型聚四氟乙烯(ePTFE)、聚偏二氟乙烯(PVDF)、尼龙、亚麻、丝、肠线。

[0037] 根据本发明的一个有利变型，盘绕的次级形状具有第一渐缩区域、具有较小的直径的邻接后者端部的圆柱形区域，以及至少部分围绕第一渐缩区域朝向具有扩大的直径的第一渐缩区域的端部延伸的第三区域。

[0038] 在根据本发明的一个变型中，在次级形状下的医疗植入物在延伸区域中具有在2.0和20.0mm之间的直径，优选地在8.0和16.0mm之间。在渐缩区域中，在次级形状下的医疗植入物具有，例如在1.0和10.0mm之间的直径，优选地在6.0和8.0mm之间。

[0039] 本发明的变型的圆柱形区域具有，例如在1.0和7.0mm之间的直径，优选地在5.0和6.5mm之间。

附图说明

[0040] 以下将参考附图中所示的示范性实施例对本发明进行更详细地解释。其显示为：

[0041] 图1是根据本发明的医疗植入体在初级形状下的透视图。

[0042] 图2是图1的医疗植入体在从初级形状转换到次级形状期间的透视图。

[0043] 图3是图1和图2的医疗植入体在次级形状下的透视图。

[0044] 图4是图3的医疗植入体在次级形状下的另一透视图。

[0045] 图5是本发明的第一实施例在初级形状下的示意性局部图。

[0046] 图6是本发明的第二实施例在初级形状下的示意性局部图。

[0047] 图7是本发明的第三实施例在初级形状下的示意性局部图。

[0048] 图8是本发明的第四实施例在初级形状下的示意性局部图。

具体实施方式

[0049] 图1示出了根据本发明的用于封闭人或动物体内缺陷孔口、脉管、器官路径或别的孔口的医疗植入体1的透视图。图1所示的医疗植入体1包括基体2和至少一个纤维3，其中纤维3优选地是血栓形成的。尽管以下本发明是结合至少一个血栓形成纤维进行解释的，原则上也可以使用其他类型的纤维。

[0050] 基体2可以针对弹性材料力从次级形状可逆地转换到初级形状。在初级形状下基体2具有细长的形状，而在次级形状下基体2至少部分地盘绕并包括锥形形状4。

[0051] 根据本发明的医疗植入体1特征在于，至少一个血栓形成纤维3连接至基体2，以使得在基体2的次级形状下的血栓形成纤维3横向延伸通过锥形形状4至少一次，优选地数次。

[0052] 本发明基于以下发现，医疗植入体1的至少一个血栓形成纤维3在潮湿状态下不能粘到锥形形状4的内壁上，这样如果该血栓形成纤维3横向延伸通过锥形形状4，孔口将残留在锥形形状4的渐缩区域中。

[0053] 在初级形状下，基体2具有细长的形状，使得其可以借助于微创导管技术植入人或动物体内。在该初级形状下，基体2具有大的纵向膨胀对横向膨胀比率。

[0054] 当离开用于植入的导管12时，基体2自主地较佳呈现次级形状，其中由基体2形成的医疗植入体1封闭人或动物体内的缺陷孔口、脉管、器官路径或其他体孔口。在该次级形状下，基体2具有比在初级形状下较小的纵向膨胀对横向膨胀比率。

[0055] 本发明意义上锥形形状4包括延伸区域5和渐缩区域6。因此，圆锥形状4对应于漏斗形。锥形形状4的延伸区域5设置在医疗植入体1的远端7，而锥形形状的区域6设置在医疗植入体1的近端。本发明意义上的远端是医疗植入体1的面向主体中间的区域7，而本发明意义上的近端是医疗植入体1的背对远离主体中间的区域。

[0056] 此外，根据本发明的医疗植入体1的设计具有降低的溶血风险，这是因为已经显著减少了所使用的血栓形成纤维3的数目。血栓形成纤维3的松散端可以有助于破坏红血球，其为溶血的一个重要因素。

[0057] 至少一个血栓形成纤维3在至少两个点处连接至基体2。这样的构造以简单的方式导致以下事实，即该至少一个血栓形成纤维3在基体2的次级形状下横向延伸通过锥形形状4至少一次。此外，该至少一个血栓形成纤维3在基体2的初级形状下几乎平行于基体2行进，使得该至少一个血栓形成纤维3实际上并不对在初级形状下的医疗植入体1的直径具有影响。优选地，在基体2的初级形状下的该至少一个血栓形成纤维3从基体2突出至多0.5cm。在初级形状下的医疗植入体1的直径对于微创植入特别重要，这是因为医疗植入体1的直径决定性地影响待使用的导管12的尺寸。优选地，该至少一个血栓形成纤维3在多于两个点处连接至基体2。因此，该至少一个血栓形成纤维3在基体2的初级形状下以波形方式布置在基体2上或基体2周围，并且该至少一个血栓形成纤维3的未被连接至基体2的区域在次级形状下横向延伸通过锥形形状。

[0058] 在本发明的一个特别优选的变型中，血栓形成纤维3的波形区域设置在基体的一侧上。

[0059] 根据本发明的另一个变型，医疗植入体1的基体2包括至少两个血栓形成纤维3，其各自在至少两个点处连接至基体2。

[0060] 有利地，医疗植入体1的基体2由形状记忆材料组成，特别是镍钛诺或具有形状记忆的塑料。形状记忆材料的使用确保了医疗植入体1，特备是其基体2，按照预定方式从初级形状变形为次级形状。对于借助于微创导管技术的植入而言，这是特别有利的。

[0061] 图1的医疗植入体1的基体2由类线元件8形成，并成形为类似螺旋线。基体2的类线元件8因此形成为线圈。构造为线圈的基体2在纵向方向上以及在径向方向上具有高柔性，同时具有足够的稳定性，以用于封闭人或动物体内的缺陷孔径、脉管、器官路径或其他孔口。

[0062] 在根据图1的示范性实施例中，至少一个血栓形成纤维3由塑料纤维组成，例如选自包括以下的组：吸附和非吸附材料、天然和合成物质，特别是聚酯、聚酰胺、聚丙烯、聚丁烯酯、膨胀型聚四氟乙烯(ePTFE)、聚偏二氟乙烯、尼龙、亚麻、丝、肠线。

[0063] 图2示出了来自图1的医疗植入体1在从初级形状转换到次级形状期间的透视图。为此目的，医疗植入体1的基体2按以下方式盘绕，即在离开用于植入的导管12期间，基体2形成锥形形状4。锥形形状4包括延伸区域5和渐缩区域6。在离开导管12时，基体2将其自身

从其远端7盘绕，并开始形成锥形形状4的延伸区域5。该结构在图2中示出。

[0064] 在植入的进一步的过程中，基体2被进一步从导管12推出，并且基体从初级形状进一步盘绕或折叠成次级形状，也就是说，从细长形状到锥形形状4。图3示出了图1和图2的医疗植入体1在次级形状下的透视图，也就是说，在基体2的近端也已经离开导管12之后。图3的视图以朝向延伸区域5的平面图显示了医疗植入体1。因此，渐缩区域6位于所示的医疗植入体1的中心。图3特别示出了至少一个血栓形成纤维3形成了以锥形形状4的类网结构。

[0065] 图4示出了图3的医疗植入体1在次级形状下的进一步的透视图。该视图对应于医疗植入体1的侧视图。图3示出了，盘绕的次级形状具有第一渐缩区域9，在其端部邻接具有较小直径的圆柱形区域11，并且第三区域10至少部分地围绕第一渐缩区域9的外侧沿朝向具有较大直径的端部7延伸。锥形形状4由此由两个彼此插入的漏斗组成。

[0066] 图1至图4的医疗植入体1在次级形状下在延伸区域5具有在2.0和20.0mm之间的直径，优选地在8.0和16.0mm之间。在医疗植入体1的渐缩区域6中，在次级形状下的医疗植入体1具有在1.0和10.0mm之间的直径，优选地在6.0和8.0mm之间。圆柱形区域11具有在1.0和7.0mm之间的直径，优选地在5.0和6.5mm之间。医疗植入体1的直径适用于待封闭的缺陷孔口、脉管、器官路径或其他孔口。

[0067] 图5示出了根据本发明的第一实施例在初级形状下的示意性局部图；图6示出了根据本发明的第二实施例在初级形状下的示意性局部图；图7示出了根据本发明的第三实施例在初级形状下的示意性局部图；以及图8示出了根据本发明的第四实施例在初级形状下的示意性局部图。从图5到图8的局部视图各自显示了根据本发明的医疗植入体1的基体2的区域，并且在其上设置了至少一个血栓形成纤维3。

[0068] 根据图5，血栓形成纤维3设置在基体2上。血栓形成纤维3由多个单独的细丝组成，由此改进了血栓形成纤维3的柔性。在断点处血栓形成纤维附接至基体2，以使得血栓形成纤维穿过基体2以便血栓形成纤维3的单独的细丝从基体突出。可选地，血栓形成纤维3还可固定在基体2内。此外，血栓形成纤维3在五个附加的位置处连接至基体2。在根据图5的实施例中，血栓形成纤维3在基体2的这些中间连接点处连接至基体2。可选地，这些连接点还可以形成为类似端部连接点，以使得血栓形成纤维3还在这些中间连接点穿过基体2。有利地，血栓形成纤维3至少设置在基体2的远端7的区域中。

[0069] 在根据图6的实施例中，两个血栓形成纤维3设置在基体2上。这些血栓形成纤维3各自在其端部处连接至基体2，以使得血栓形成纤维3穿过基体2并在八个中间连接点处连接至基体的内部。然而，在血栓形成纤维3和基体2之间的连接的类型基本上可以自由的选择。图6的两个血栓形成纤维3并排设置且不重叠。

[0070] 根据图7的实施例，三个血栓形成纤维3设置在基体2上。如关于图5和图6的实施例所描述的，血栓形成纤维3在它们的端部处以及在多个中间点处连接至基体2。根据图7的实施例与根据图5和图6的前述实施例不同，在于单独的血栓形成纤维3以交织关系设置在基体2上。

[0071] 根据图8的实施例，三个血栓形成纤维3连接至基体2，它们彼此交织，其中血栓形成纤维3仅在它们的端部处连接至基体2。相应地，由三个相互缠绕的血栓形成纤维3组成新构造设置在基体2上。

[0072] 在根据图5至图8的实施例中，相应的血栓形成纤维3的连接点彼此间隔开，优选地

以规则距离间隔开。

[0073] 根据图5至图8的单独的实施例还可以彼此相结合。特别是，血栓形成纤维3的数目、在血栓形成纤维3和基体2之间的连接点的数目、在血栓形成纤维3和基体之间的连接的配置、血栓形成纤维3的缠绕的类型和配置，诸如此类，在本发明的实施期间可以由本领域技术人员在权利要求的范围内自由地选择。

[0074] 特别需要指出，对于本领域的普通技术人员来说，在本发明的教导下所作的针对本发明的等效变化，仍应包含在本发明申请专利范围所主张的范围中。

[0075] 附图标记列表

[0076] 1.医疗植入物

[0077] 2.基体

[0078] 3.血栓形成纤维

[0079] 4.锥形形状

[0080] 5.延伸区域

[0081] 6.突出区域

[0082] 7.远端

[0083] 8.近端

[0084] 9.第一锥形区域

[0085] 10.第三区域

[0086] 11.圆柱形区域

[0087] 12.导管

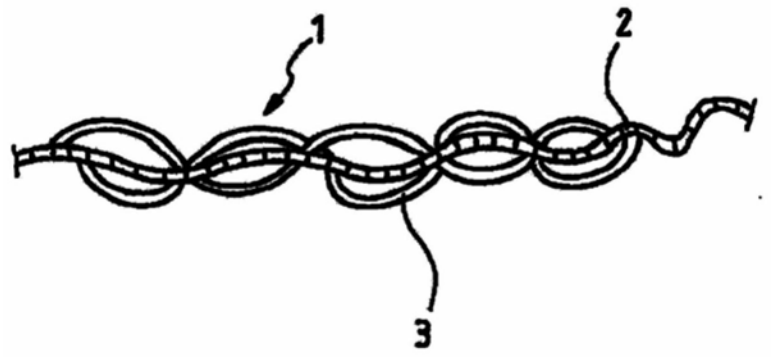


图1

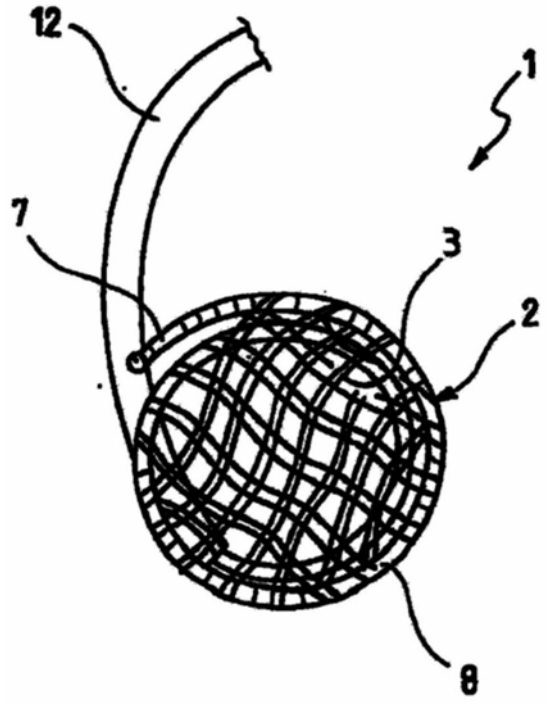


图2

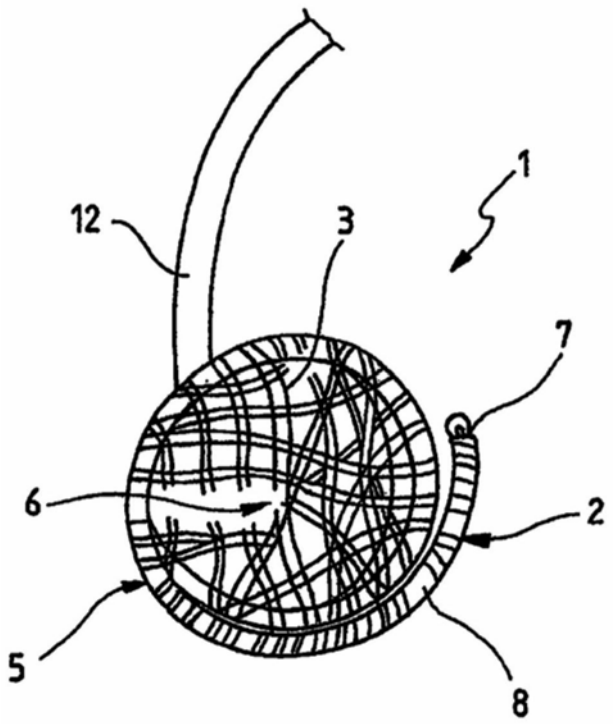


图3

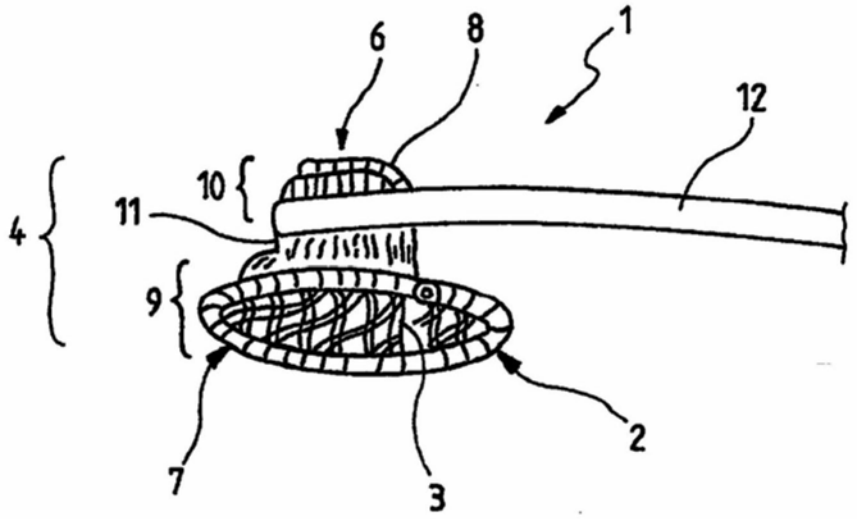


图4

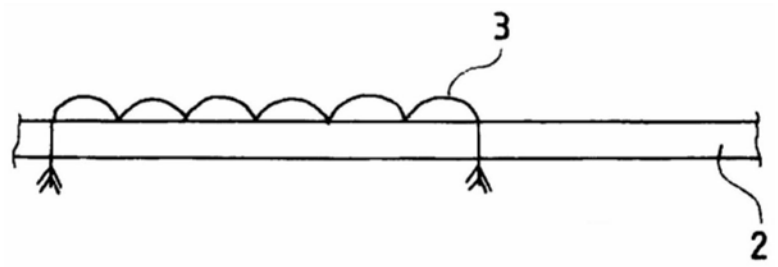


图5

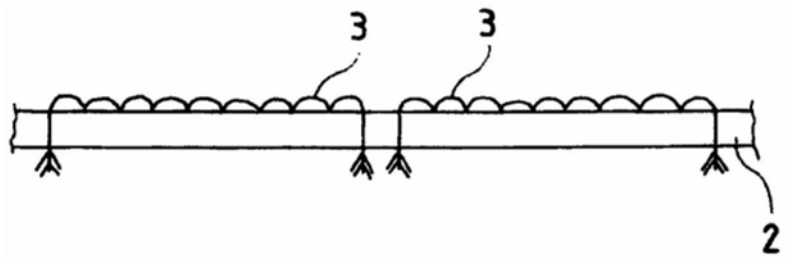


图6

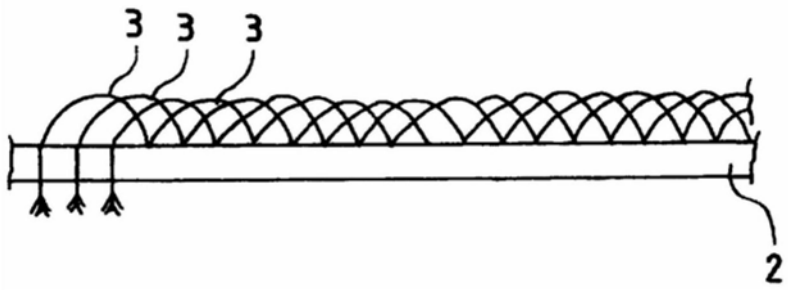


图7

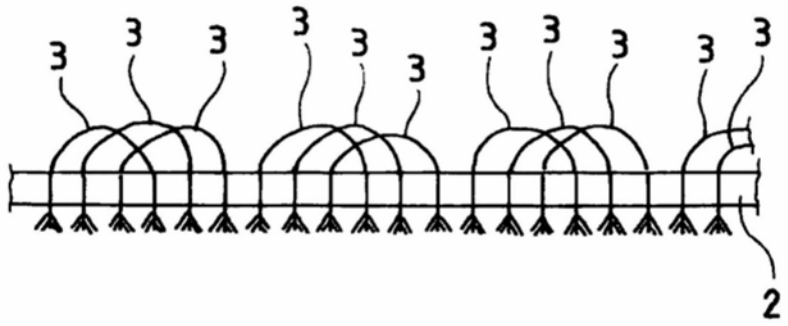


图8