



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1708258 B

(45) 授权公告日 2010.04.14

(21) 申请号 200380102294.9

A61B 17/12(2006.01)

(22) 申请日 2003.11.24

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

10/306,481 2002.11.27 US

WO 0238051 A2, 2002.05.16, 说明书第 6 页第 3 行至第 9 页第 12 行, 附图 7-16.

(85) PCT 申请进入国家阶段日

2005.04.28

US 6355052 B1, 2002.03.12, 摘要, 附图 1-18b.

(86) PCT 申请的申请数据

PCT/CH2003/000776 2003.11.24

US 6432134 B1, 2002.08.13, 说明书第 2 栏第 64 行至第 3 栏第 2 行, 第 3 栏第 50-55 行.

(87) PCT 申请的公布数据

W02004/047649 EN 2004.06.10

审查员 许敏

(73) 专利权人 卡拉格股份公司

地址 瑞士巴尔

(72) 发明人 拉斯洛·绍伊马尔

丹尼尔·托马斯·索曼

杰罗姆·贝恩哈德

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司

11227

代理人 朱登河 王学强

(51) Int. Cl.

A61B 17/00(2006.01)

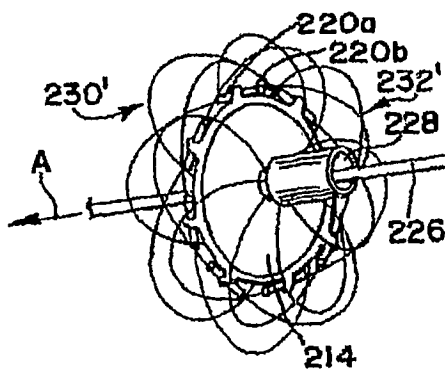
权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图 3 页

(54) 发明名称

用于堵塞通路的植入物

(57) 摘要

本发明提供一种用于堵塞循环系统中的通路的植入物, 包括附着于第一和第二保持器的线状构件, 其中所述保持器之间的距离可按照这样一种方式减小, 即使得所述构件执行扭曲运动而得到多个大体径向延伸的圈, 且所述圈形成至少一个固定结构, 从而扩展、优选为打开堵塞体。该植入物至少部分由可生物降解的材料制成。



1. 一种用于堵塞循环系统中的通路的植入物,所述植入物可压缩而用于插入通过一输送装置,并且可展开或可扩展而用于堵塞循环系统中的通路,

所述植入物包括大体上不可延伸的细的长形构件,所述长形构件在所述植入物处于压缩状态时大体相互对正,并且在展开或扩展状态时向外弯曲,其中,所述长形构件响应通过一临界点的纵向压缩而侧向扭曲,并且形成圆形形状,所述植入物进一步包括一堵塞体,该堵塞体在压缩状态下被压缩且被折叠,并且在展开或扩展状态下扩展,其中,该堵塞体附着于所述长形构件上,并且其中所述长形构件在形成圆形形状时将堵塞体拉成扩展状态,其特征在于:

这些构件至少部分地由可生物降解的材料制成,所述可生物降解的材料由抗拉强度为从 15ksi 到 60ksi、拉伸模量为从 200,000psi 到 700,000psi 的聚二恶烷酮、聚己内酯或聚葡萄糖酸盐构成。

2. 如权利要求 1 所述的植入物,其中,所述堵塞体是大体为盘形的构件。

3. 一种用于堵塞循环系统中的通路的植入物,包括:

多个细的、刚性的、大体上不可延伸的构件,每个都具有一近端和一远端;

第一保持器,所述构件的远端附着于其上;

第二保持器,所述构件的近端附着于其上;

可扩展的且可折叠的堵塞体,其附着于所述构件;

所述多个构件与所述堵塞体形成一长形件,所述长形件沿一纵轴线延伸并且适于在插入状态下插入通过一输送装置;

所述构件附着于所述第一和第二保持器,并且所述保持器之间的距离可在经过一临界点时减小,其中,所述构件响应经过临界点的该距离的减小而侧向扭曲,所述扭曲运动是相对于所述轴线的,进而得到多个大体径向延伸的圈,且所述圈形成至少一个固定结构,从而扩展而打开所述堵塞体,且所述至少一个固定结构可固定在最终的堵塞状态下,

其中,所述多个构件完全由所述可生物降解的材料形成,所述可生物降解的材料由抗拉强度为从 15ksi 到 60ksi、拉伸模量为从 200,000psi 到 700,000psi 的聚二恶烷酮、聚己内酯或聚葡萄糖酸盐构成。

4. 如权利要求 3 所述的植入物,其中,所述堵塞体设置在所述第一和第二保持器中间的位置,所述堵塞体具有一远侧面和一近侧面。

5. 如权利要求 3 所述的植入物,其中,所述径向延伸的圈形成一个与所述堵塞体的远侧面相邻的第一固定结构和一个与所述堵塞体的近侧面相邻的第二固定结构。

6. 如权利要求 1 所述的植入物,其中所述可生物降解的材料包括其抗拉强度为从 25ksi 到 45ksi 的聚二恶烷酮、聚己内酯和聚葡萄糖酸。

7. 如权利要求 1 所述的植入物,其中所述可生物降解的材料包括其拉伸模量为从 350,000psi 到 550,000psi 的聚二恶烷酮、聚己内酯和聚葡萄糖酸。

8. 如权利要求 5 所述的植入物,其中,所述扭曲运动使附着于所述第一保持器的构件开始径向向外凸出,然后突然变成一对所述第一固定结构之径向延伸圈来说呈凹面形状的翻转状态,其中凹面朝向所述第一保持器。

9. 如权利要求 3 至 8 中任一项所述的植入物,其中,所述构件为大体不可延伸的并且其具有一个加厚部分,所述构件在该加厚部分处附着于所述可扩展的堵塞体。

10. 如权利要求 3 至 8 中任一项所述的植入物,其中,每个所述第一和第二保持器都包括一个中空的中央轴杆部分和一个绕中央轴杆部分设置的环形毂部分。

11. 如权利要求 10 所述的植入物,其中,每个所述环形毂部分都包括多个狭槽,所述狭槽适于分别容纳所述构件的近端和远端之一。

12. 如权利要求 11 所述的植入物,其中,每个所述狭槽都延伸到所述第一和第二保持器的环形毂部分的外周边,以允许所述不可延伸的构件从大体平行于所述纵轴线的第一方向枢转到相对于所述纵轴大体为径向的第二方向。

用于堵塞通路的植入物

技术领域

[0001] 本发明总体上涉及一种用于关闭身体通路（例如通过心房膜或隔膜或者心室膜或隔膜的孔径）或位于身体通道内的植入物装置，更具体而言其包括一堵塞或关闭体，该堵塞或关闭体在要堵塞 / 关闭的通路区扩展并固定到位。

背景技术

[0002] 举例来说，EP-A-0 362 113 示出一种用于关闭病人心脏中的通路的装置，其中关闭部件在通过心脏的过程中存在翻倒而使通路暴露的危险。非安全关闭能力的原因在于：当应用于通路时关闭部件相对不确定的操纵性，及在关闭部件通过心脏中的通路而到达最终位置的很早之前其就开始产生作用。

[0003] WO 02/38051 公开了用于堵塞循环系统中的通路的植入物。该植入物具有作为心脏植入物的特殊应用，例如，借助于其可关闭通过心耳膜或心室膜的孔径。其设置为在身体（例如心脏）内的所需位置处展开或构建（即组装），这与所公知的其他植入物（例如所谓的伞状物和帆形物）不同，一旦压缩的伞状物离开其插入鞘就被展开。其包括多个细线状构件，每个构件都具有近端和远端。该等构件由不可弯曲的材料制成。设置有两个保持器，使所述端附着于该等保持器上。当两个保持器之间的距离减小时，使不可弯曲构件执行扭曲运动以得到多个径向延伸的圈，将这些圈固定在其位置处。在一个实施例中，扩张一充气囊结构。在另一个实施例中，通过该等扭曲构件来扩展设置在两个保持器中间的堵塞体。WO 02/38051 建议使用镍钛合金作为线状构件或细丝的材料。

[0004] 因此本发明的目的是基于在 WO 02/38051 中所公开的装置来提供一种活体尤其是人体更易接受的堵塞装置。

发明内容

[0005] 以上目的借助于依照本发明的植入物来实现，该装置的基本特征在于其可压缩以插入通过输送装置，并且可展开以堵塞循环系统中的通路，其中，所述植入物至少部分由可生物降解的材料制成，所述可生物降解的材料由抗拉强度为从 15ksi 到 60ksi、拉伸模量为从 200,000psi 到 700,000psi 的聚二恶烷酮、聚己内酯或聚葡萄糖酸盐构成。

[0006] 该目的进一步借助于依照本发明的装置来实现，该装置的基本特征在于其包括：多个细的、优选为刚性的构件，每个构件都具有近端和远端；第一保持器，所述构件的远端附着于其上；第二保持器，所述构件的近端附着于其上；可扩展的、优选为可折叠的堵塞体，其附着于所述构件上；所述多个构件与所述堵塞体形成一长形件，该长形件沿一纵轴线延伸并且适于在插入状态下插入通过一输送装置；所述构件附着于所述第一和第二保持器，并且所述保持器之间的距离可以使所述构件相对于所述轴线进行扭曲运动的方式减小，而得到多个大体径向延伸的圈，该等圈形成至少一个固定结构，从而扩展、优选为打开堵塞体，并且所述至少一个固定结构可在最终的堵塞状态下固定，其中，所述多个构件完全由所述可生物降解的材料形成，所述可生物降解的材料由抗拉强度为从 15ksi 到 60ksi、拉

伸模量为从 200,000psi 到 700,000psi 的聚二恶烷酮、聚己内酯或聚葡萄糖酸盐构成。

[0007] 依照本发明的植入物部分地或整体地由可生物降解或可生物吸收的材料形成。活体可降解或吸收该植入物,因此使与活体免疫系统相排斥的危险最小。

[0008] 通常使用静脉内的输送装置。然而,也可使用其他输送装置,如利用食管的装置等。

[0009] 在优选实施例中,至少线状构件或丝和 / 或堵塞体由可生物降解或可生物吸收的材料制成。

[0010] 基于对下述附图所示一些实施例的详细描述将进一步认识和理解本发明所实现的上述和其他优点。

附图说明

[0011] 图 1 示出依照本发明第一实施例的植入物的初始位置,该植入物是分别从侧面和从一端来看的;

[0012] 图 2 示出分别从侧面和一端所看到的在延展过程中处于中间位置的图 1 的植入物;

[0013] 图 3 示出分别从侧面和一端所看到的完全延展的图 1 的植入物;

[0014] 图 2A 以透视图示出在延展过程中的图 1 的植入物;

[0015] 图 3A 示出处于其延展位置的图 1 的植入物的端视图;

[0016] 图 4 示意性地示出用于构建毂以及图 1 植入物与该毂连接的原理,以及从侧面所看到的处于完全延展状态下的植入物的最终位置;

[0017] 图 5 以透视图示出处于初始位置的本发明第二实施例;

[0018] 图 6 以透视图示出处于第一部分展开位置的图 5 的植入物;

[0019] 图 7 以透视图示出处于第二部分展开位置的图 5 的植入物;

[0020] 图 8 以透视图示出处于完全展开状态下的图 5 的植入物;

[0021] 图 9 以侧视图示出处于完全展开状态下的图 5 的植入物;并且

[0022] 图 10 示出部分图 5 的植入物的放大透视图,其中没有膜和圈而详细示出锁定毂。

具体实施方式

[0023] 本发明装置以在 W0 02/38051 中所公开的植入物为基础,所述申请的公开内容引入本说明书作为参考。

[0024] 该装置或者说植入物用于作为一种关闭内通道的植入物,例如关闭心耳膜或心室膜中的孔径或者人们希望关闭的所要求的身体通道中的孔径。关闭体在所述位置展开或打开。更具体而言,关闭体设置为在插入通过身体静脉之后、在要求关闭点的位置扩展,优选为打开。

[0025] 例如,关闭体由可充气的气囊或可扩展、优选为可打开的盘形构件组成。所述关闭体设置成借助于许多加强装置来径向膨胀、扩展或打开,所述加强装置由不可弯曲的材料制成,并且因此在其固定端之间的距离减小时进行扭曲。设置有一锁定机构,用于将线状构件锁定在其已扭曲的位置,所述锁定机构优选由咬合在一起的构件组成。

[0026] 将该植入物以长形装置的形式输送到应用位置,然后扩展或打开到其锁定位置。

[0027] 图 1-4 公开了作为关闭通路之植入物的装置 101 的第一实施例。该植入物利用了不可弯曲的材料在被压缩时且末端移动过一临界点时的转动性质。为此目的,在气囊内每端中的材料内芯周围附着有细丝。远处和近处的气囊之间具有另外的开口,并且气囊最小部分的直径对应于 ASD- 尺寸,即其略大但不是太大。气囊借助于反差流体 (contrast fluid) 进行充气,因此从插入方向上看,丝的最远附着点被缓慢地拉回,同时,从插入方向上看的最近点被推向前,即在彼此相向方向上被推动。在临界位置,所述丝侧向扭曲或盘旋并且维持圆形形状,根据本发明而使用这种所要求的形状。在适当的位置,对气囊进行排气并且将所述丝锁定在扭曲的弹簧状位置上。

[0028] 所述植入物包括关闭体 106,其可单独地或与另外的径向方向 107 上的密封装置组合而附着于通路,所述密封装置也是一个扩张的加强流体密封关闭体。关闭体 106 设置为沿纵向方向 150 插入通过身体静脉 (未示出) 之后,在所要求关闭点构件为姿态 109。

[0029] 在所示的实施例中,设有八条丝 151,所述丝 151 设置由这样一种材料制成并且具有这样的性质,即使其在被纵向压缩时自动侧向扭曲而形成圆形或环形形状,如图 3 中所示,并且将所述丝 151 锁定在呈扭曲、螺旋或线圈状的位置,以便于将两个室等彼此互连。关闭体 106 由多个细丝或线形成,该等细丝或线分别沿轴向 150、152 相对于彼此连接于可移动的保持器核 153、154 上。丝 151 设置成在相同的方向上侧向扭曲,然后呈略微的圆形形状 155,类似于花朵、螺旋桨或伞,其具有圆形形状并且设置有用于关闭通路的适当装置。

[0030] 例如,关闭部分可由连接到丝 151 的防水材料层形成。这些层和 / 或丝优选地由如下实例中所公开的可生物降解的材料制成。优选地,所述层和丝均由可生物降解的材料制成。优选地,整个植入物由可生物降解的材料制成。

[0031] 在依照图 4 的实例中,示出了丝 151 分别相对于分开的保持器核 156、157 以不同倾斜方向 x 、 y 连接。丝 151 设置成相互迫使指向保持器核 157,从该保持器核的中轴线 158 计算,丝 151 从该核偏离最大的角度 y ,不同的丝 151 具有相似的角度 z 。

[0032] 图 5-10 进一步示出本发明的第二实施例:图 5 以透视图示出处于初始位置 (即将装置应用于循环系统中的通路并展开之前) 的本发明植入物 200。在图中,提供有多个细刚性的大体上不可延伸但可稍微弯曲的构件或线 202。整个植入物、但至少构件 202 优选为可生物降解的。尽管该图示出 8 个构件,应理解可改变构件数而未改变本发明的精神。

[0033] 在本发明的一个实施例中,构件 202 可由可生物降解或可生物吸收的材料形成,所述材料由显示出相对较高程度的生物顺应性的聚合物构成。例如,这些材料已用于展伸结构中。本发明的可生物吸收的可植入堵塞性装置可由以下物质的全部或部分制成:聚 (阿尔法 - 羟基酸),如聚交酯 [聚 -L- 丙交酯 (PLLA),聚 -D- 丙交酯 (PDLA)],聚乙交酯 (PGA),聚二恶烷酮 (polydioxanone),聚己内酯,聚葡萄糖酸盐,聚乳酸 - 聚氧乙烯共聚物,聚 (羟基丁酸酯),聚酸酐,聚磷酸酯以及聚 (氨基酸),或者相关的共聚物材料,其每种都具有在身体内的特征降解速率。例如,PGA 和聚二恶烷酮是较为快速的生物吸收材料 (几周至几个月),而 PLA 和聚己内酯是较为缓慢的生物吸收材料 (几个月至几年)。可参考“Enhancement of the Mechanical properties of polyactides by solid-state extrusion”一文, (W. Weiler 和 S. Gogolewski, Biomaterials 1996, Vol. 17No. 5, 第 529-535 页);以及“Deformation Characteristics of a Bioabsorbable Intravascular”一文 (Stent, Investigative Radiology, 1992 年 12

月, C. Mauli, Agrawal, Ph. D., P. E., H. G. Clark Ph. D., 第 1020-1024 页)。

[0034] 这些材料的机械特性通常随着分子量的增加而增加。例如, PLA 的强度和模量通常随着分子量的增加而增加。降解时间通常随着降低初始分子量而降低(即由低分子量聚合物制成的网孔装置将在由高分子量聚合物制成的网孔装置之前被生物吸收)。低分子量 PLA 对热氧化性降解通常比高分子量等级敏感,因此将选择最优的分子量范围以平衡特性、降解时间和稳定性。材料的分子量和机械特性通常随着降解的进行而降低。PLA 通常具有大于 1 年的降解时间。乙二醇灭菌过程(EtO)是灭菌的优选方法。此外, PLA 具有大约 60 摄氏度的玻璃转变温度,因此必须小心不将产物长时间地暴露于高温环境(大于 60 摄氏度的温度),以避免发生空间变形或其他降级效应的可能性。

[0035] [23]PLA、PLLA、PDLA 和 PGA 包括从大约 40 千磅每平方英寸(ksi)到大约 120ksi 的抗拉强度;通常是 80ksi 的抗拉强度;并且优选的抗拉强度是从大约 60ksi 到大约 120ksi。

[0036] [24] 聚二恶烷酮、聚己内酯和聚葡萄糖酸包括从大约 15ksi 到大约 60ksi 的抗拉强度;通常是大约 35ksi 的抗拉强度;并且优选的抗拉强度是从大约 25ksi 到大约 45ksi。

[0037] [25]PLA、PLLA、PDLA 和 PGA 包括从大约每平方英寸 400,000 磅(psi)到大约 2,000,000psi 的拉伸模量;通常是 900,000psi 的拉伸模量;并且优选的拉伸模量是从大约 700,000psi 到大约 1,200,000psi。

[0038] [26] 聚二恶烷酮、聚己内酯和聚葡萄糖酸盐包括从大约 200,000psi 到大约 700,000psi 的拉伸模量;通常是 450,000psi 的拉伸模量;并且优选的拉伸模量是从大约 350,000psi 到大约 550,000psi。

[0039] [27]PLLA 丝体具有比例如可用于制造编织型网孔装置或元件的 Elgiloy.RTM. 金属合金线低得多的抗拉强度和拉伸模量。PLLA 的抗拉强度大约是 Elgiloy.RTM. 的抗拉强度的 22%。PLLA 的拉伸模量大约是 Elgiloy.RTM. 的拉伸模量的 3%。机械特性和自扩展性与材料的拉伸模量成正比。这样,对于相同的设计,以 PLLA 丝体或编织或纺织型元件制成本发明植入物可能具有较差的机械特性并且可能不具相应功能性。由聚合体组成的不可延伸构件 202 应具有类似于间位构件(meta member)的径向强度并且应具有所要求的能够撑开腔或类似狭窄管道的机械特性。

[0040] 每个构件 202 都具有近端 204 和远端 206。在此示出近端 204 与用户的手 208 相邻放置而远端 206 首先进入通路(未示出)。当然在实际中,如果装置将在静脉内引入,手一般离得更远。不可延伸构件 202 的远端 206 附着于第一保持器 210,该第一保持器 210 具有类似于圆形毂或毂法兰的环形形状。不可延伸构件 202 的近端 204 附着于第二保持器 212,该第二保持器 212 与第一保持器 210 类似,即为环形保持器或毂。

[0041] 在大体处于第一保持器 210 和第二保持器 212 中间的位置,有一个可扩展的、优选为可打开的堵塞体 214 附着于构件 202。堵塞体 214 可以是大体圆形、盘形的构件,并且可由符合外科使用的柔性织物类材料制成,并且更优选地由可生物降解的材料制成。堵塞体 214 具有朝向构件 202 的远端 206 的远侧面 216 和朝向构件 202 的近端 204 的近侧面 218。构件 202 优选地具有加厚部分 220,在该加厚部分 220 处构件 202 通过堵塞体 214 中的开口 222。加厚部分 220 实际上是两个部分 220a、220b,该等部分用来将堵塞体 214 束缚并安装于其间。

[0042] 第一保持器 210 在构件 202 的远端 206 处附着于载体棒 226 的第一端 224。第二

保持器 212 可滑动地容纳于载体棒 226 上。在图 11 中所示的情况下,构件 202 以基本等间隔的方式设置在载体棒 226 周围并且大体与载体棒 226 的纵轴线 A 对正。堵塞体 214 在不可延伸构件的近端 204 和远端 206 之间的中点从载体棒 226 以大体为径向的方式延伸。在图 11 中所示的设置中,植入物 200 形成一个大体沿纵轴线 A 延伸的长形装置或长形件。植入物 200 的长形形式使其被紧紧压缩并且插入通过静脉内输送装置,并且所示形式处于所称的插入状态。

[0043] 在操作过程中,可将驱动装置 228(例如塑料管)套在与第二保持器 212 接触的载体棒 226 之上。驱动装置 228 沿载体棒 226 顺基本固定的第一保持器 210 滑动或者移向该保持器 210(即移向载体棒 226 的第一端 224)。一般地,如将进一步描述的,当驱动装置 228 移向第一保持器 210 时,两个保持器 210、212 受驱动而相对靠近在一起,并且植入物 200 变为展开状态。

[0044] 图 5-8 以透视图示出在多个展开状态下的植入物 200。如图所示,首先将两个保持器 210、212 移到一起,这往往使不可延伸构件 202 在远端处相对于载体棒 226 的纵轴线 A 呈轻微向外弯曲的构型。这种向外弯曲的构型将可扩展的堵塞体 214 拉成张紧的径向盘形状。

[0045] 进一步沿载体棒 226 将驱动装置 228 移向第一保持器 210,这使得位于第一保持器 210 和堵塞体 214 之间的不可延伸构件 202 的第一部分 230 呈更弯曲的、几乎呈半圆形的形状,其中构件 202 的远端 206 沿相对于载体棒 226 的纵轴线 A 近乎垂直的方向附着于第一保持器 210 上。不可延伸构件 202 在近端的第二部分 232 趋于首先保持与纵轴线 A 相对平行。

[0046] 图 7 中示出处于响应进行进一步压缩之状态下的不可延伸构件 202。如所示的,构件 202 的第一部分 230 已经开始绕载体棒 226 而扭曲或盘旋,从而形成多个大体径向的圈(相对于载体棒的轴线)。然后发生的是第一部分 230 接着通过临界点,因此在该部分 230 中的每根线都突然变成大体径向延伸的圈,从而在堵塞体 214 的远侧产生略微凹入的花瓣形结构。进一步压缩第二部分 232 同样在堵塞体 214 的近侧上形成花瓣形结构的类似的圈的形式。

[0047] 图 8 和 9 以透视图示出处于完全展开状态下的植入物 200。第一部分 230 和第二部分 232 两者都通过扭离轴线 A 而对压缩运动做出反应。因此,构件的第一部分 230 已转变成与堵塞体的远侧面 216 相邻的第一固定结构 230'。类似地,构件 202 的第二部分 232 已转变成与堵塞体 214 的近侧面 218 相邻的第二固定结构 232'。第一和第二固定结构 230'、232' 两者重叠的螺旋形状是稳定的形状,当锁定保持器 210、212 由驱动装置 228 驱动在一起后,其便将植入物 200 锁定在稳定堵塞或展开的状态,如图 11 中所示。

[0048] 图 10 示出没有堵塞体和构件或载体棒的植入物部分的透视图。这样,可详细地看到毂或者说第一和第二保持器 210、212。第一和第二保持器 210、212 可适于通过中空的中央轴杆 234、236 而放置到载体棒(未示出)上。位于中央轴杆 234、236 周围的是环形部分 238、240,该环形部分 238、240 具有多个狭槽 242 或附着点,该等狭槽 242 或附着点的尺寸为可固定地容纳构件 202 的末端。狭槽 242 可延伸到环形部分 238、240 的周边 244,以使构件 202 可从纵向方向移动到径向方向。

[0049] 可以于第一和第二保持器 210、212 之一上形成延伸的齿 246,或者可选择地,在载

体棒（未示出）上形成该延伸的齿，以与在第一和第二保持器 210、212 之一或两者中所形成的相应凹陷（未示出）接合并形成锁定元件。以这种方式，第一和第二保持器 210、212 由驱动装置驱动在一起后，便通过齿 246 和凹陷的接合使植入物 200 锁定到完全展开或最终堵塞的状态。

[0050] 已在上述实例中仔细地描述了本发明，因此应清楚地理解以下思想，即本发明并不局限于以上所述且在附图中示出的实施例，而是可在权利要求的范围内变化，而不背离本发明的原则。例如，本发明亦可应用于其他堵塞器，例如在 US 6'623'508、US 6'077'291、US 6'599'308、US6'506'204、US 6'379'368 和 US 2003/0144694 中所公开的堵塞器。

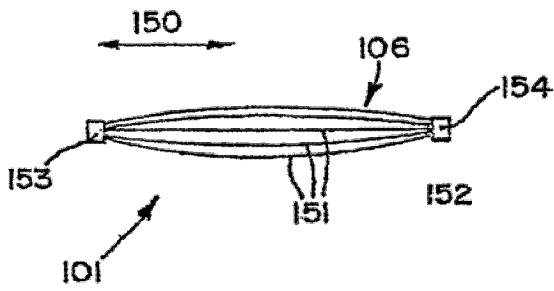


图 1

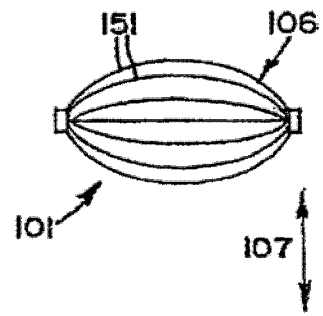


图 2

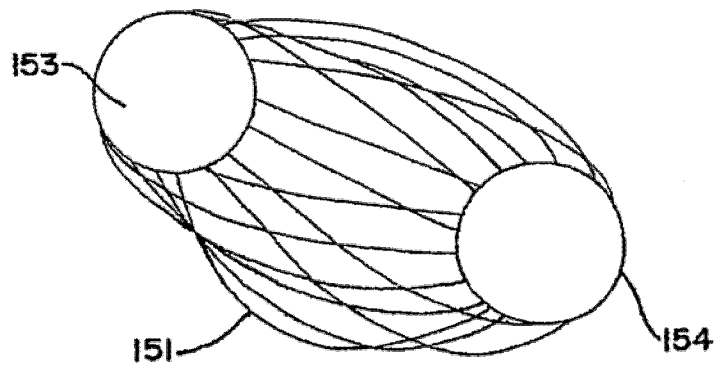
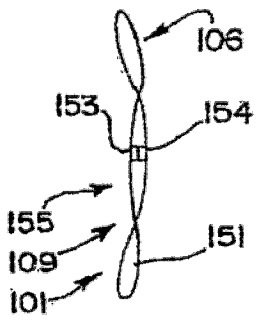
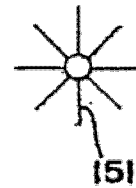
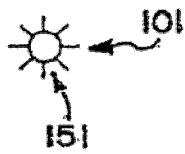


图 2A

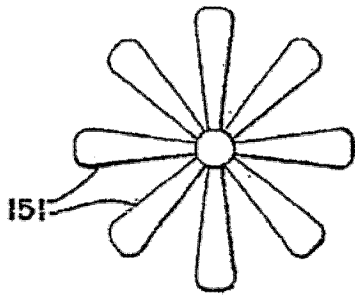


图 3

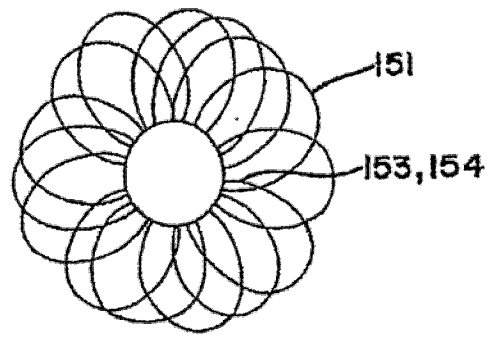


图 3A

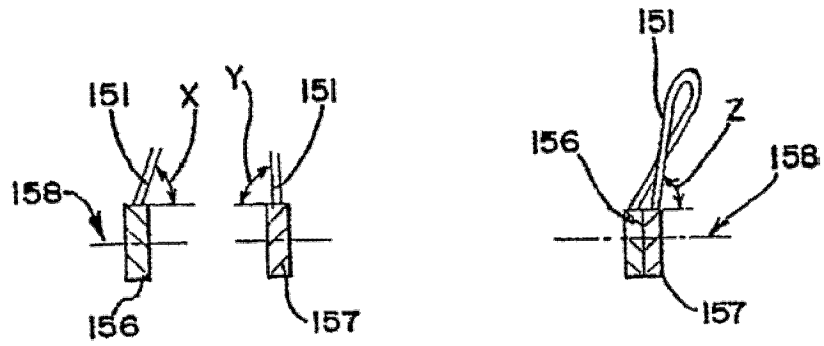


图 4

图5

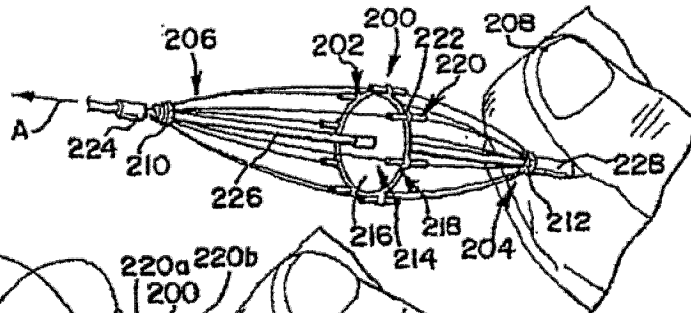


图6

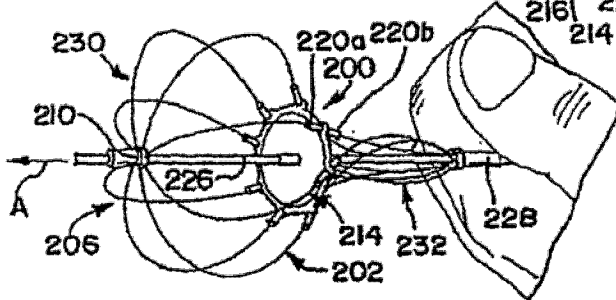


图8

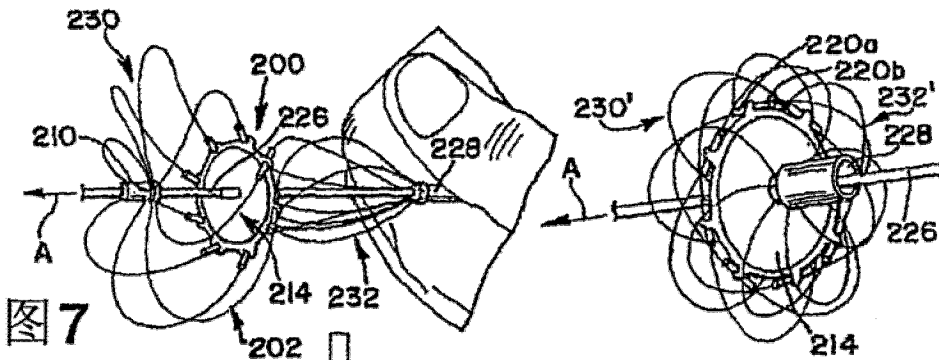


图7

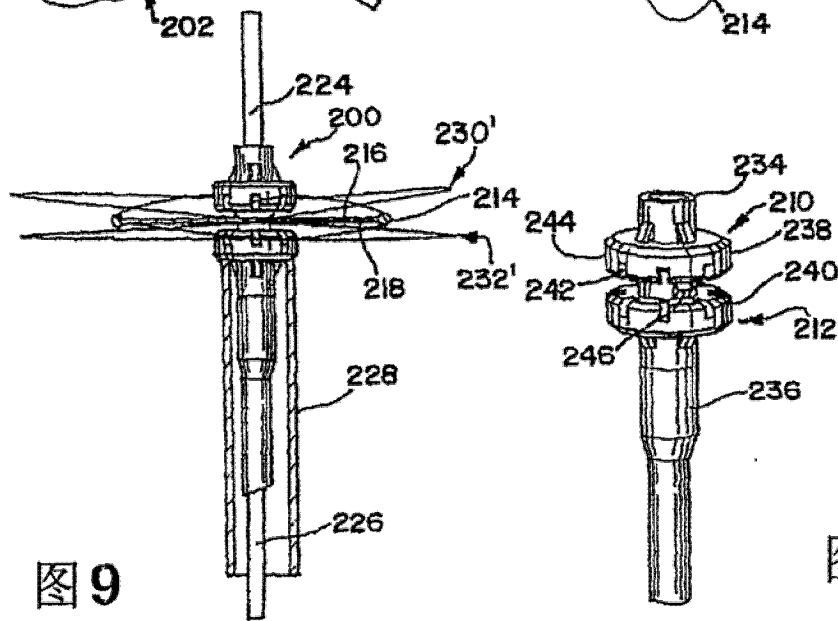


图9

图10