



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101854871 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 06

(21) 申请号 200880115182. X

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2008. 11. 07

A61B 17/22 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61F 2/01 (2006. 01)

11/938, 056 2007. 11. 09 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 05. 07

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/082882 2008. 11. 07

(87) PCT申请的公布数据

W02009/062094 EN 2009. 05. 14

(71) 申请人 迈科洛斯血管腔内治疗公司

地址 美国加利福尼亚州

(72) 发明人 H·迪纳德

(74) 专利代理机构 北京纪凯知识产权代理有限

公司 11245

代理人 赵蓉民

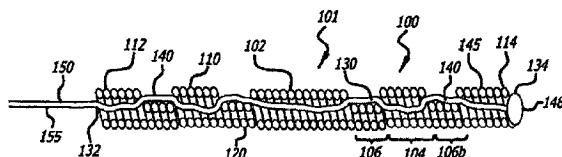
权利要求书 3 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54) 发明名称

治疗体腔的系留线圈

(57) 摘要

本发明公开了可从体腔去除不需要物质的设备和方法。该设备可用于破碎或除去血管中血栓或闭塞。该设备包括连接形成螺旋式元件的第一形状段和第二形状段。纵向延伸的系链沿线圈长度被设置在第一形状段内部和第二形状段外部。对系链施加向近处的力产生至少部分线圈的形状从大致线性的第一构型改变为复合三维的第二构型。本发明还公开了使用该设备啮合和除去或破碎血栓或闭塞的方法。



1. 一种适于体腔治疗的系留线圈装置,其包括:

螺旋式元件,其包括与至少一个第二形状段纵向连接的至少一个第一形状段,所述第一形状段具有第一横截面积以及所述第二形状段具有小于所述第一横截面积的第二横截面积,所述螺旋式元件具有近端和远端、大致线性的第一构型和复合三维的第二构型;以及系链,其包括远端系链部分、近端系链部分和其间的中间系链部分;

所述远端系链部分在连接点与所述装置的螺旋式元件连接,以及所述中间系链部分大致纵向地滑动设置在至少一个第一形状段的腔内部和至少一个第二形状段的壁外部;

所述近端系链部分向近处延伸超过所述螺旋式元件的近端并适于施加近端纵向力,其中所述近端纵向力的施加将所述螺旋式元件的形状从所述大致线性的第一构型改变为复合三维的第二构型。

2. 根据权利要求 1 所述的系留线圈装置,其中所述第二横截面是 U 形的。

3. 根据权利要求 1 所述的系留线圈装置,其中所述连接点设置在所述线圈元件的远端。

4. 根据权利要求 1 所述的系留线圈装置,其中所述连接点设置在所述螺旋式元件的近端和所述螺旋式元件的远端之间。

5. 根据权利要求 1 所述的系留线圈装置,其中所述第一形状段和第二形状段具有不同柔韧性。

6. 一种适于治疗体内血管闭塞的血管内装置,其包括:

螺旋式元件,其具有近端和远端、在释放状态大致线性的第一构型和在拉紧状态至少一个的复合三维的第二构型;以及

至少一个系链滑动地设置在至少一部分所述螺旋式元件的内腔和外壁之间,所述系链具有与所述螺旋式元件的连接以及从所述螺旋式元件的近端向近处延伸的系链自由端,其中所述系链自由端适于设置在机体外部并适于由临床医生施加张力。

7. 根据权利要求 6 所述的血管内装置,其中所述张力足以将至少一部分所述螺旋式元件从大致线性的第一构型改变为复合三维的第二构型。

8. 根据权利要求 6 所述的血管内装置,其中所述螺旋式元件被配置为当所述张力释放时从所述复合三维的第二构型返回到所述大致线性的第一构型。

9. 根据权利要求 6 所述的血管内装置,其中所述螺旋式元件包括第一形状元件和第二形状元件,所述第二形状元件具有与所述第一形状元件不同的横截面积,并且其中所述至少一个系链被滑动地设置在至少一个所述第一形状元件的内腔中并在至少一个所述第二形状元件的凹口内。

10. 根据权利要求 9 所述的血管内装置,其中所述第二形状元件具有比所述第一形状元件小的横截面积。

11. 一种适于血管内治疗部分血管的医疗装置,其包括:

纵向元件,其包括纵向连接的第一形状元件和第二形状元件,并具有沿所述纵向元件长度设置的第一弯曲点,所述第一形状元件和第二形状元件具有不同的横截面构型;

系链,其具有:

远端部分,其与所述纵向元件连接,

近端部分,其设置在靠近纵向元件的近端并具有自由端,所述自由端适于保留在所述

血管的外部以便由临床医生向所述系链上施加实质上纵向的向近处引导的力,以及

在其间的中间长度部分,其纵向地在所述第一形状元件腔内部和所述第二形状元件壁外部延伸,

其中当所述实质上纵向的向近处引导的力施加到所述系链自由端时,在所述第一弯曲点形成大于零度的第一角度。

12. 根据权利要求 11 所述的医疗装置,其进一步包括沿所述纵向元件长度设置的第二弯曲点,当所述实质上纵向的向近处引导的力施加到所述系链自由端时,在所述第二弯曲点形成大于零度的第二角度。

13. 根据权利要求 11 所述的医疗装置,其进一步包括沿所述纵向元件长度设置的多个弯曲点,其中当所述实质上纵向的向近处引导的力施加到所述系链自由端时,所述纵向元件采取至少一种复合三维构型。

14. 根据权利要求 11 所述的医疗装置,其进一步包括输送导管,其被配置为在其中接收所述纵向元件的一部分。

15. 根据权利要求 14 所述的医疗装置,其中围绕所述纵向元件的所述输送导管的一部分被配置为,当所述实质上纵向的向近处引导的力施加到所述系链自由端时被所述纵向元件偏转。

16. 一种体腔治疗方法,其包括:

在体腔内靠近要治疗的体腔区域设置导管;

在所述导管内设置纵向元件,所述纵向元件由第一形状元件、第二形状元件和系链形成,所述系链具有滑动设置在至少一个第一形状元件内部和在至少一个第二形状元件外部的第一系链部分以及设置在靠近所述纵向元件近端的第二系链部分;

整个治疗中保持所述第二系链部分的自由端在所述导管近端的外部;

将所述纵向元件的一部分向远处输送到所述导管的远端;

通过在所述系链自由端上施加向近处引导的力,将所述部分纵向元件从大致线性的构型变换到大致三维的第二构型;以及

在所述体腔内向近处滑动所述纵向元件。

17. 根据权利要求 16 所述的体腔治疗方法,其进一步包括膨胀所述导管的远端开口。

18. 根据权利要求 16 所述的体腔治疗方法,其进一步包括从所述要治疗的体腔区域去除闭塞。

19. 根据权利要求 16 所述的体腔治疗方法,其进一步包括在所述系链自由端上释放所述向近处引导的力,并将所述部分纵向元件从所述大致三维的第二构型变换到所述大致线性的构型。

20. 根据权利要求 16 所述的体腔治疗方法,其进一步包括通过在所述部分纵向元件上滑动设置所述导管,将所述部分的纵向元件从所述大致三维的第二构型变换为大致线性的构型。

21. 一种治疗血管区域内血栓的方法,其包括:

在要治疗的血管区域设置血栓啮合装置的一部分,所述血栓啮合装置由与多个第二形状段纵向连接的多个第一形状段形成,并进一步包括滑动地串在至少一个第一形状段和一个第二形状段之间的系链;

通过对所述系链上施加向近处的力,将所述部分血栓啮合装置从大致线性构型变换为大致三维的第二构型;以及

将所述血栓与所述血栓啮合装置啮合。

22. 根据权利要求 21 所述的方法,其进一步包括:

在所述血管内设置导管;

在靠近所述要治疗血管区域设置所述导管的远端;以及

通过所述导管将所述部分血栓啮合装置输送到所述要治疗血管区域。

23. 根据权利要求 22 所述的方法,其进一步包括输送被所述血栓啮合装置啮合的所述部分血栓到所述导管中。

24. 根据权利要求 23 所述的方法,其进一步包括膨胀所述导管远端的开口以在其中接收所述部分血栓。

25. 根据权利要求 23 所述的方法,其进一步包括将所述部分血栓啮合装置从所述大致三维的第二构型变换为所述大致线性构型。

治疗体腔的系留线圈

技术领域

[0001] 本发明一般涉及治疗体腔的医疗装置。更具体地，本发明涉及将体腔如血管的血液凝块、栓子或其他病状破碎和 / 或除去的医疗装置。

背景技术

[0002] 治疗受阻体腔的医疗装置和方法是本领域已知的。这些已知的体腔治疗包括通过破碎或纠正 (retrieving) 血栓症、血液凝块、或位于血管腔内的栓塞而增加通过堵塞血管的血流。本领域技术人员已认识到需要改进的医疗装置和改进的方法来治疗包括受阻血管的受阻体腔。

发明内容

[0003] 简言之和一般而言，本发明提供了治疗体腔的新型改进设备，其包括适于治疗体腔的系留线圈装置，该装置包括螺旋式元件，具有与至少一个第二形状段纵向连接的至少一个第一形状段。第一形状段具有第一横截面积，第二形状段具有小于第一横截面积的第二横截面积。螺旋式元件具有近端和远端，大致线形的第一构型以及大致三维的第二构型。该装置包括具有远端系链部分和近端系链部分的系链。远端系链部分与装置的螺旋式元件在连接点连接，并且通常设置为在第一形状段的腔内部和第二形状段的壁外部纵向滑动。近端系链部分向近处延伸出螺旋式元件的近端并适于近端纵向力的应用，其将螺旋式元件的形状从大致线形的第一构型改变为大致三维的第二构型。

[0004] 而且，本发明提供治疗血管区域内血栓的方法，包括在要治疗血管区域内设置一部分血栓啮合装置。血栓啮合装置由与多个第二形状段纵向连接的多个第一形状段形成，并进一步包括滑动地串在至少一个第一形状段和一个第二形状段之间的系链。该方法进一步包括通过对系链施加近端引导力，将该部分的血栓啮合装置从大致线性构型转换为大致三维的第二构型，因而将血栓与血栓啮合装置啮合。

[0005] 当结合示例性附图时，根据下面本发明优选实施方式的详细描述，本发明的其他特征和优点会更加显而易见。

附图说明

[0006] 本发明的这些和其他特征、方面和优点通过参考优选实施方式的附图来说明，这些附图是为了说明而非限制本发明。

[0007] 图 1 是处于第一构型的本发明体腔治疗装置的一个实施方式的侧视图。

[0008] 图 2A 是穿过图 1 体腔治疗装置的第一形状线圈元件的横截面图。

[0009] 图 2B 是穿过图 1 体腔治疗装置的一部分第一形状线圈元件的中部纵截面图。

[0010] 图 2C 是图 2A 第一形状线圈元件的横截面积图。

[0011] 图 3A 是穿过图 1 体腔治疗装置的第二形状线圈元件的横截面示图。

[0012] 图 3B 是穿过图 1 体腔治疗装置的一部分第二形状线圈元件的中部纵截面图。

- [0013] 图 3C 是图 3A 第二形状线圈元件的横截面积示图。
- [0014] 图 4A 是图 1 体腔治疗装置三维的第二构型 (second threedimensional configuration) 的示图。
- [0015] 图 4B 是图 1 体腔治疗装置三维的第二构型的示图。
- [0016] 图 4C 是图 1 体腔治疗装置三维的第二构型的示图。
- [0017] 图 4D 是图 1 体腔治疗装置三维的第二构型的示图。
- [0018] 图 5 是进一步包括导管的本发明体腔治疗装置实施方式的侧视图。
- [0019] 图 6 是进一步包括导管和输送元件的本发明体腔治疗装置实施方式的侧视图。
- [0020] 图 7 是使用图 1 体腔治疗装置的方法示图, 其图示了经输送导管将装置输送到阻塞区域。
- [0021] 图 8 是图 7 使用方法的示图, 其进一步图示了通过阻塞的装置的输送。
- [0022] 图 9 是图 7 使用方法的示图, 其进一步图示了通过阻塞的装置的输送, 并进一步图示了将设备膨胀至三维的第二构型。
- [0023] 图 10 是图 7 使用方法的示图, 其进一步图示了通过阻塞收回装置并进入输送导管从而除去阻塞。
- [0024] 图 11 是图 7 使用方法的示图, 其进一步图示了从体腔收回装置和输送导管。

具体实施方式

[0025] 参考以说明为目的并以实例形式提供的附图, 本发明一个实施方式是治疗体腔的设备, 其在图 1-5 中示出。

[0026] 在至少一个实施方式中, 本发明涉及治疗血管内阻塞, 如血液凝块、血栓或栓塞的设备。虽然本文所述的示例性实施方式用于血管应用, 但本领域普通技术人员应认识到该设备可用于血管体腔以外的应用。

[0027] 现在参考图 1-3B, 本发明一个实施方式是治疗血管内阻塞的设备 100。该设备包括由交替纵向连接的段 104 和 106 形成的螺旋式元件 102, 其中段 104 和 106 主要分别由第一形状线圈元件 110 和第二形状线圈元件 120 形成。螺旋式元件具有近端 112 和远端 114, 该远端适于设置在靠近要治疗的体腔区 410 (图 7)。

[0028] 现在参考图 2A-2C, 在一个实施方式中, 本发明包括具有大致圆柱形或环形、内腔 116、外壁 118 和由外壁定义的横截面积 A_1 的第一形状线圈元件 110。第一形状线圈元件纵向连接从而形成大致圆柱形的第一形状段 104, 段 104 具有横截面积 A_1 和绕内腔 116 的大致螺旋构型。

[0029] 现在参考图 3A-3C, 在本发明至少一个实施方式中进一步包括第二形状线圈元件 120, 其纵向连接以形成第二形状线圈段 106。在一个优选实施方式中, 第二形状线圈元件可具有 U 形或马蹄形构型、内腔 122、外壁 124、凹进部分 (indented portion) 126 和由外壁 124 定义的横截面积 A_2 。在另一个实施方式中, 第二形状线圈段可具有其他构型和形状。现在更具体地参考图 2C 和 3C, 在一个实施方式中, 第一形状线圈元件 110 的横截面积 A_1 大于第二形状线圈元件 120 的横截面积 A_2 。在还其他的实施方式中, 第一形状线圈元件的横截面积 A_1 小于第二形状线圈元件的横截面积 A_2 。在至少一个实施方式中, 第一元件的横截面形状与第二元件的横截面形状不同。

[0030] 在一个实施方式中,至少一个第二形状线圈段 106 被配置为比至少一个第一形状线圈段 104 更柔韧。段 104、106 柔韧性的变化可通过例如改变段的材料、厚度或形状而提供。在至少一个其他实施方式中,至少一个第一形状段被配置为比至少一个第二形状段更柔韧。而且,不是所有第一形状线圈段都需要具有相同的柔韧性,也不是所有第二形状线圈段都需要具有相同的柔韧性。

[0031] 现在再回来参考图 1,本发明设备 100 进一步包括纵向延伸的系链 130,其通常纵向向下延伸设备 100 的长度。本文使用的术语系链不是为了限制,并包括任何数目的本领域已知的实质上纵向延伸的元件,例如线、盘绕线、缆线、纤维、天然纤维、聚合物纤维、绳索和细绳。在至少一个实施方式中,系链被滑动设置或串在由第一形状元件 110 形成的至少一个第一形状段 104 和由第二形状元件 120 形成的至少一个第二形状段 106 之间。

[0032] 系链 130 包括具有自由端 155 的近端部分 150、与线圈元件 102 连接的远端部分 145 和中间部分 140。在一个优选实施方式中,系链的中间部分通常设置在第一形状段 110 的内腔 116 内部(图 2A 和 2B)和第二形状段 120 的壁 124 外部(图 3A 和 3B)。

[0033] 系链 130 与螺旋式元件 102 在至少一个连接点 134 连接。连接点可设置在螺旋式元件 102 上或装置 100 的远端钝尖 148 处。系链可在连接点与线圈固定地连接。系链可例如通过胶粘、焊接、搭扣或摩擦、或通过本领域已知的任何其他方法连接到连接点。在又一个实施方式中(未示出),系链中远端环可与螺旋式元件连接从而提供连接点。在至少一个实施方式中,远端连接点位于螺旋式元件 102 的远端 114。在又一个实施方式中,钝尖可配置为由与系链相同的材料形成的远端物质。在至少一个其他实施方式中,连接点可以设置在螺旋式元件 102 的远端 114 和螺旋式元件 102 的近端 112 之间。在一个进一步实施方式中,设备 100 可包括一个以上的系链和 / 或一个以上的连接点。

[0034] 系链 130 的中间部分 140 是从螺旋式元件 102 的近端 112 纵向延伸到连接点 134 的系链部分。在一个实施方式中,系链可在螺旋式元件近端设置的进入点 132 进入螺旋式元件的腔 116。在另一个实施方式中,系链可在远离螺旋式元件近端 112 的位置进入螺旋式元件腔 116。系链进一步包括具有自由端 155 的近端部分 150。系链 150 的近端部分是从螺旋式元件 102 的近端 112 向近处延伸的系链部分。系链 130 的自由端 155 和近端部分 150 优选地被配置为在用设备 100 治疗的过程中保持在体腔外部。而且,系链 130 的自由端 155 适于由临床医生施加实质上纵向的向近端引导的张力 F。系链的自由端可进一步连接到手柄和 / 或卷轴(未示出),其被配置为辅助临床医生施加控制的纵向张力 F 到系链 130。当施加向近处引导的张力 F 时,螺旋式元件被配置为在至少一个第一形状段和 / 或至少一个第二形状段弯曲,形成大于零的角度。在又一个进一步实施方式中,当释放张力 F 时,螺旋式元件能够返回到大致线性或矫直的第一构型。

[0035] 系链 140 的中间部分通常被滑动地束缚(laced)或串在第一形状段 104 和第二形状段 106 之间。在至少一个实施方式中,系链滑动地从螺旋式元件 102 的近端 112 向远端 114 纵向延伸,并且系链 140 通常设置在至少一个第一形状段 104 的内腔 116 内部和至少一个第二形状段 106 的外壁 124 外部。

[0036] 在至少一个优选实施方式中,系链 140 的一部分被滑动地设置在第二形状段的凹口 126 内。在第二形状段 120 的凹口 126 内设置系链 140 在提供大致一致的设备 100 外径方面是有利地。设置系链 140 以便其比线圈元件的外壁 118 更靠近设备 100 的中心纵向轴。

该构型使得系链不会在外围延伸超出第一形状段 104 的外壁 118, 因而减小系链和输送导管 300 之间的摩擦并促进设备通过输送导管腔的输送 (图 5)。

[0037] 设备 100 的螺旋式元件 102 在放松状态具有大致线性或矫直的第一构型 101 (图 1)。而且, 在拉紧状态, 设备的螺旋式元件具有至少一个大致三维的第二构型 201、202 (图 4A 和 4B)。在至少一个实施方式中, 对系链 130 施加近端引导的实质上纵向力 F 产生从放松或非拉紧的大致线性的第一构型到至少一个拉紧的三维第二构型的形状转换。对系链 150 施加张力 F 将部分系链 130 向近端移位到靠近线圈元件的近端 112 的位置。因而纵向力 F 有效地将系链 130 的中间部分 140——也就是保持远离螺旋式元件近端的部分——从长度 L₁ 缩短到长度 L₂, 其中 L₂ 比 L₁ 短。

[0038] 在至少一个实施方式中, 螺旋式元件 102 的至少一个第二形状段 106 被配置为弯曲, 因而在近端力 F 拉紧系链 130 和系链 130 的中间部分 140 从长度 L₁ 缩短到 L₂ 后在第二形状段产生弯曲点。在第二形状段 106 的弯曲或折曲 (flexing) 在第一形状段 104 和至少一个其他第一形状段如邻近第一形状段之间产生大于零度的角度, 因而将螺旋式元件变换为至少一个三维的第二构型。在至少一个其他实施方式中, 螺旋式元件 102 的至少一个第一形状段 104 被配置为弯曲, 因而在近端力 F 拉紧系链 130 和系链 130 的中间部分 140 从长度 L₁ 缩短到 L₂ 后在第一形状段产生弯曲点。在第一形状段 104 的弯曲或折曲在第二形状段 106 和至少一个其他第二形状段 106b 之间产生大于零度的角度, 因而将螺旋式元件变换为至少另一个三维的第二构型。

[0039] 在进一步的实施方式中, 从系链 150 释放近端力 F 允许线圈 102 返回到第一大致线性的构型 101。释放近端力 F 允许系链 130 的中间部分 140 从缩短的长度 L₂ 返回到长度 L₁。通过形成具有优选形状记忆线性构型的线圈, 可促使线圈返回到第一大致线性的构型 101, 以便在设备 100 处于释放状态时——其中没有外部力施加在系链上——线圈倾向于采取线性构型。例如, 线圈可从本领域已知的具有形状记忆特性的材料形成, 如镍钛金属互化物 (Nitinol)。可替换地, 线圈由其他材料, 如生物相容金属、合金和聚合物形成。替换或附加于以优选的形状记忆金属线性构型 101 形成线圈, 可通过滑动螺旋式元件到输送导管 300 的腔内促使线圈成为大致线性的构型 (图 5)。

[0040] 不同的三维的第二构型 201-204 可通过改变下面因素形成, 如在段 104 和 106 中设置系链 130 的方式、第一形状段 104 或第二形状段 106 的柔韧性或硬度、每个段 104、106 的第一形状段 110 或第二形状段 120 的数目、系链对线圈 102 的连接位置 134、系链上近端纵向力 F 的大小和持续时间、以及系链和线圈之间的摩擦力。三维的第二构型的几个例子在图 4A-4D 中示出, 然而, 本领域技术人员应认识到多个其他三维构型也是可能的。一个这样的第二复合三维构型的例子是花瓣构型 201 (图 4A)。另一个第二复合三维构型的例子是球状构型 202 (图 4B)。另一个第二复合三维构型的例子是螺旋构型 203 (图 4C)。又一第二复合三维构型的例子是蜂窝构型 204 (图 4D)。大量三维的第二构型可通过改变几个设备因素提供。一个这样的因素是至少一个连接点 134 的位置变化。另一个这样的因素是系链 130 的数目。又一个因素是第一形状段和第二形状段的位置。再一个因素是第一形状段的长度和第二形状段的长度。另一个示例性因素是第一形状段的柔韧性和第二形状段的柔韧性。进一步的因素是第一形状段和第二形状段的螺旋转角的角度。这里示出和说明的三维的第二构型形状因此意味着仅作为例子而非限制可沿线圈长度配置的一个或多个弯曲的

不同数目、位置、和角度,因而导致多个第二三维形状。

[0041] 下面参考图 5,设备 100 的至少一个其他实施方式进一步包括具有近端 302、远端 304 和其间腔体 301 的输送导管 300。导管的远端被配置为输送到体腔如血管中、并被推入要治疗的体腔部分中。在至少一个实施方式中,导管的远端 304 可配置有放大的或可放大的开口 306 以便在阻塞物质被螺旋式元件 102 收回后接收该阻塞物质。在一个实施方式中,螺旋式元件 102 比输送导管 300 长,以便临床使用螺旋式元件的近端 112 的过程中,且导管 150 的近端部分保持在导管和体腔的外部,其中螺旋式元件和导管可由治疗病人的临床医生操纵。

[0042] 在至少一个实施方式中,设备 100 可被配置为以便导管 300 是相对刚性的,因而在线圈元件 102 从第一线性构型 101 变换到三维的第二构型 201 时阻止导管变形或弯曲。因此,在一个实施方式中,当张力 F 施加到近端系链 150 时,仅从导管远端向远处延伸的线圈部分采取三维的第二构型。在又一个实施方式中,设备 100 被配置为以便部分导管是柔韧的,其中当力 F 使螺旋式元件从第一线性构型 101 向三维的第二构型 201 变换时,临床医生可操纵部分导管。临床医生可对近端系链 150 施加变化量的力 F,因而在体腔内所需方向上引导部分导管。

[0043] 现在参考图 6,在设备 100 的又一个实施方式中,输送元件 160 连接到螺旋式元件 102 的近端。在这样的实施方式中,螺旋式元件的近端 112 可设置在导管中,但由临床医生从体腔外部通过操纵输送元件控制。系链 150 的近端部分保持在导管外部并可由临床医生操纵从而施加张力 F。

[0044] 现在参考图 7-10,本发明一个进一步实施方式包括用设备 100 治疗体腔闭塞的方法。虽然在这里所述的示例性方法中,体腔是血管,但该方法可用于从其他腔中除去不想要的材料。该方法可包括治疗血管的完全闭塞或治疗血管的部分闭塞。

[0045] 在一个实施方式中,该治疗方法包括经皮插入输送导管 300 到血管腔内,如动脉腔。导管的远端 304 是用例如公知的介入放射技术设置在邻近血栓或闭塞 410 的体腔或动脉 400 内的位置处。导管的远端 304 可靠近血栓或闭塞设置。在又一个实施方式中,导管的远端可推入到和 / 或超出血栓或闭塞的区域。如本领域已知,导管的近端 302(图 5 和 6)优选保持在体腔的外部以便由临床医生操纵。第一大致线性构型 101 的系留线圈设备 100 的螺旋式元件 102(图 1)处于释放状态,可经输送导管的腔 301 输送到邻近血栓或闭塞处。在第一大致线性构型中,系链 130 的中间部分 140 具有释放的长度 L₁(图 1 和 5)。

[0046] 现在更详细地参考图 8,螺旋式元件 102 的远端 114 可经输送导管 300 和血管 400 推入到和 / 或超出血栓或闭塞 410 的区域。螺旋式元件的远端 114 可向远处推进超出输送导管的远端。在一个进一步实施方式中,导管的远端 304 可膨胀从而形成放大的开口 306 以便在血栓或闭塞与螺旋式元件啮合后接收血栓或闭塞。

[0047] 现在参考图 9,通过对系链 150 施加张力 F,螺旋式元件 102 可变换为拉紧的状态,因而形成至少一个第二复合三维构型 201-204(图 4A-4D)。通过临床医生对系链 130 的近端部分 150 施加近端纵向力 F,螺旋式元件 102 可变换到拉紧的状态(图 1),因而缩短系链的中间部分 140 到拉紧长度 L₂。三维的第二构型的线圈可用来啮合或破碎血栓或闭塞 401。

[0048] 参考图 10,三维的第二构型的螺旋式元件 102 可用来啮合血栓或闭塞并将其输送到输送导管 300 的远端 304 或放大的开口 306 以便从体腔 400 除去。该方法可包括在该过

程中使用一种以上的三维的第二构型。可用的三维的第二构型可以例如通过从上面讨论的设备因素中选择而预定。设备的三维的第二构型也可通过临床医生在该过程中通过选择系链 150 上近端纵向力 F 的大小和 / 或持续时间, 和 / 或通过改变从 L₁ 到 L₂ 的缩短量而改变。

[0049] 最后参考图 11, 在闭塞或血栓 410 已经啮合、破碎、和 / 或从血管 400 中除去后, 通过从系链 150 释放张力 F, 和 / 或通过向近端拉动螺旋式元件到导管 300 的腔内从而矫直螺旋式元件, 螺旋式元件 102 返回到第一大致线性构型 101。

[0050] 本发明可以不偏离本发明的精神及其本质特征的其他形式实施。因此所述的实施方式应认为在所有方面都是说明性而非限制性的。虽然本发明已经根据某些优选实施方式描述, 但是对本领域普通技术人员显而易见的是其他实施方式也在本发明的范围内。因此, 本发明的范围意欲仅由所附权利要求试图限定。

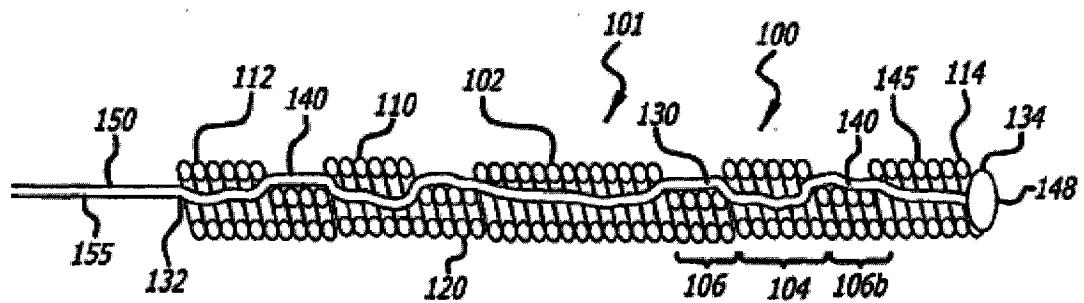


图 1

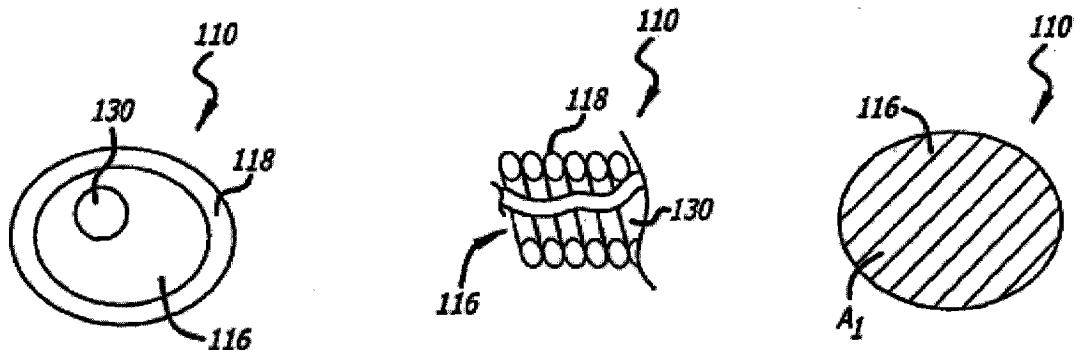


图 2A

图 2B

图 2C

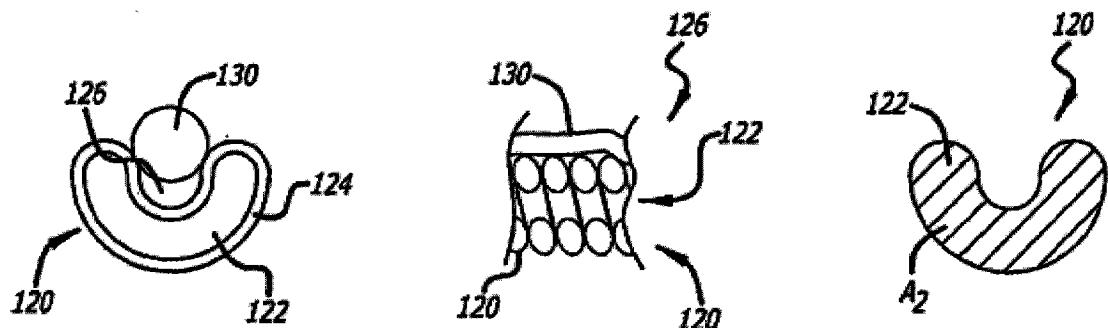


图 3A

图 3B

图 3C

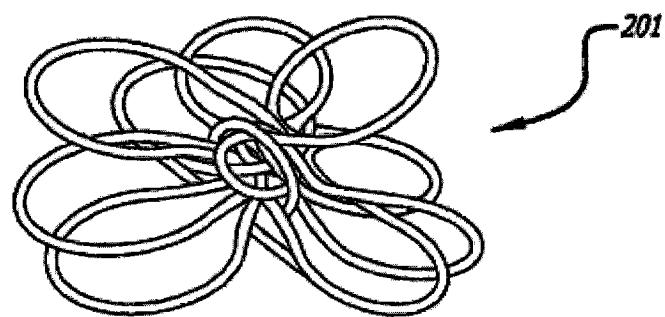


图 4A

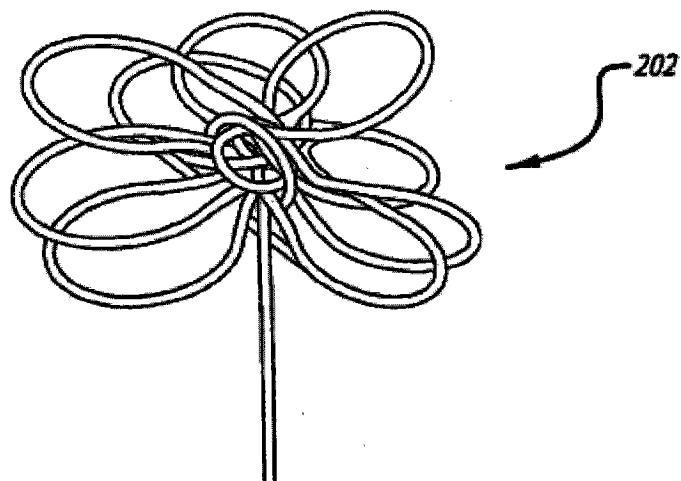


图 4B

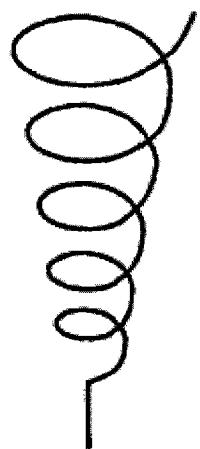


图 4C

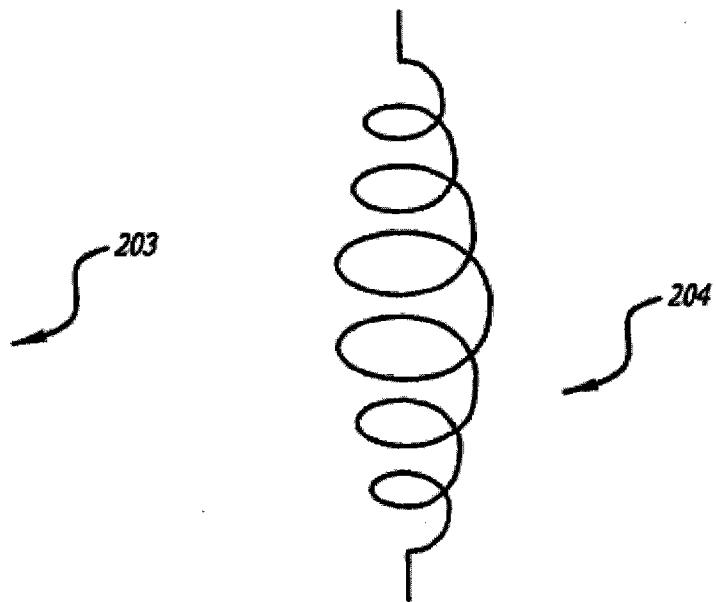


图 4D

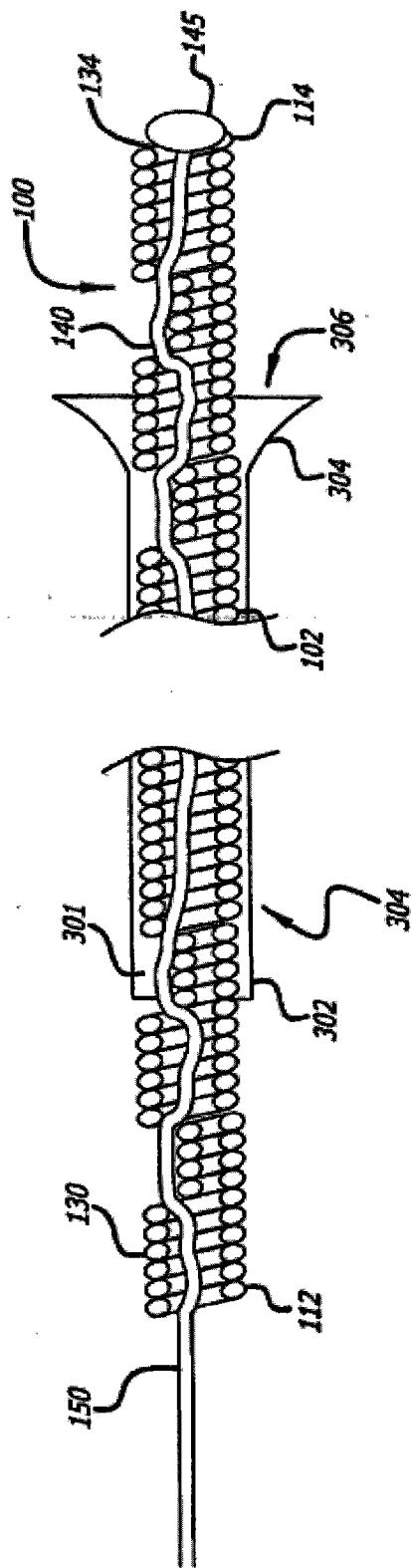


图 5

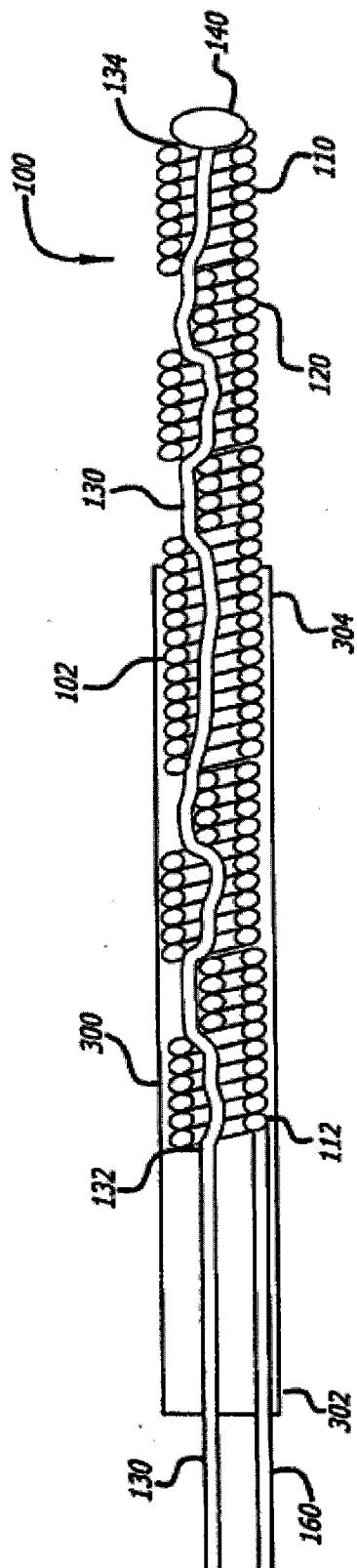


图 6

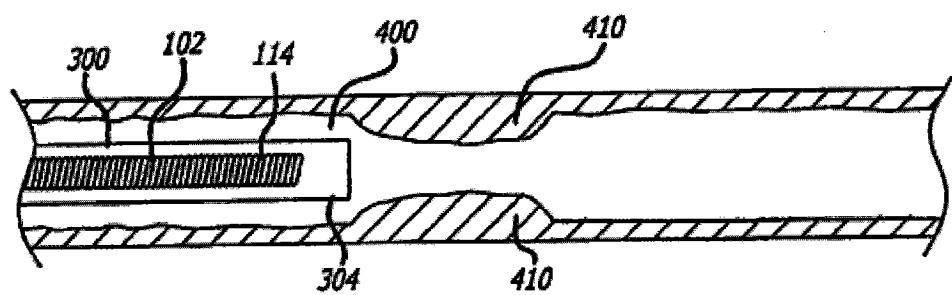


图 7

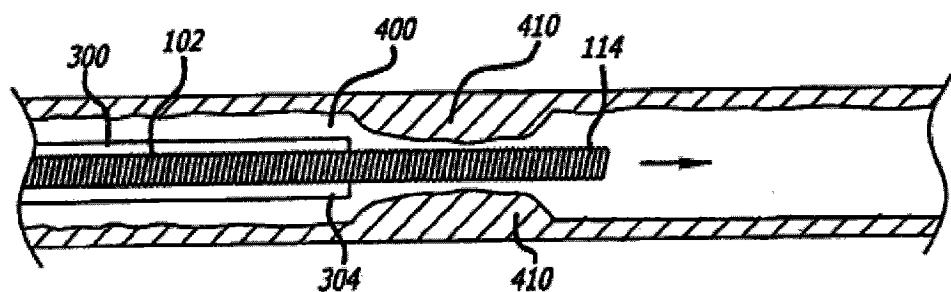


图 8

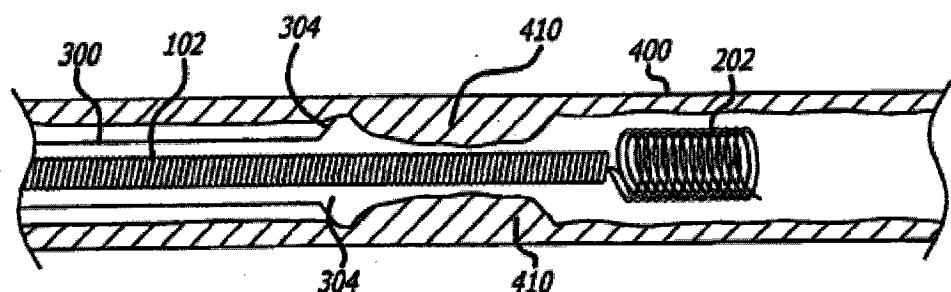


图 9

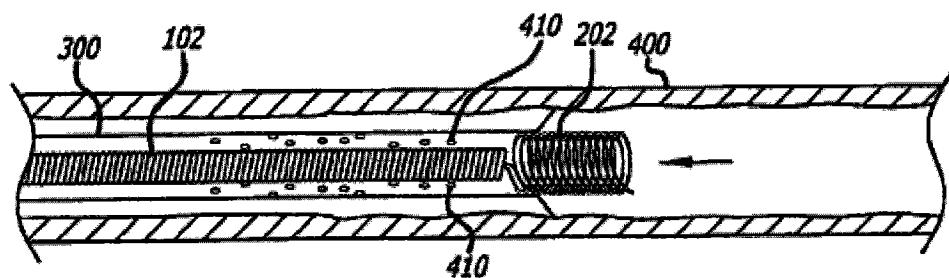


图 10

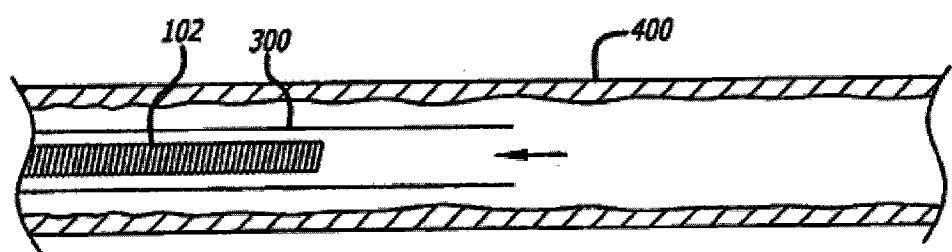


图 11