



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 114727822 A

(43) 申请公布日 2022. 07. 08

(21) 申请号 202080078567.4

(22) 申请日 2020.11.06

(30) 优先权数据

16/679,641 2019.11.11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2022.05.11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2020/059494 2020.11.06

(87) PCT国际申请的公布数据

WO2021/096781 EN 2021.05.20

(71) 申请人 史赛克公司

地址 美国密歇根州

申请人 史赛克欧洲运营有限公司

(72) 发明人 安德鲁·S·李 克利福德·特奥

陈汉存 金宏·帕克

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

专利代理师 李薇 杨明钊

(51) Int.Cl.

A61B 17/12 (2006.01)

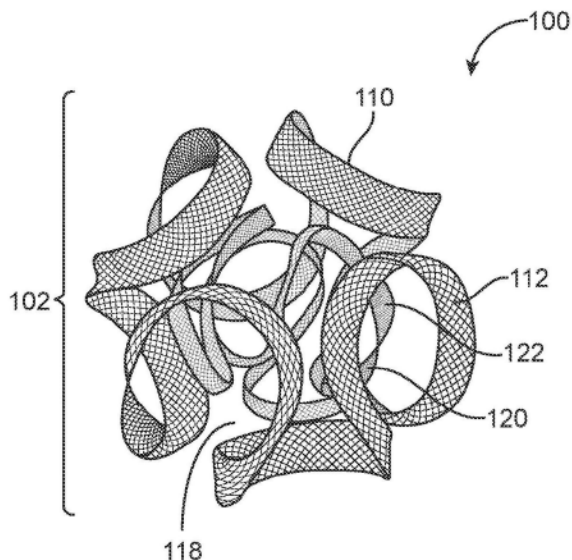
权利要求书2页 说明书12页 附图10页

(54) 发明名称

用于闭塞体腔的栓塞装置

(57) 摘要

一种用于放置在体腔内的栓塞装置,包括:第一节段,该第一节段当位于导管内部时具有第一直线构造,第一节段被构造成当位于导管外部时形成第一三维结构,其中第一三维结构限定空腔;以及从第一节段延伸的第二节段,该第二节段当位于导管内部时具有第二直线构造,第二节段被构造成当位于导管外部时形成第二三维结构;其中,第一三维结构的空腔被构造成容纳第二三维结构的至少大部分。



1. 一种用于放置在体腔内的栓塞装置,所述栓塞装置包括:

第一节段,所述第一节段当位于导管的内部时具有第一直线构造,所述第一节段被构造造成当位于所述导管的外部时形成第一三维结构,其中所述第一三维结构限定空腔;以及

第二节段,所述第二节段从所述第一节段延伸,所述第二节段当位于所述导管的内部时具有第二直线构造,所述第二节段被构造造成在所述导管的外部时形成第二三维结构,

其中,所述第一三维结构的所述空腔被构造造成容纳所述第二三维结构的至少大部分。

2. 根据权利要求1所述的栓塞装置,其中所述第一三维结构包括第一环,并且所述第二三维结构包括第二环。

3. 根据权利要求2所述的栓塞装置,其中所述第一三维结构的所述第一环的第一曲率小于所述第二三维结构的所述第二环的第二曲率。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的栓塞装置,

其中所述第一节段具有第一宽度,并且所述第二节段具有小于所述第一宽度的第二宽度;和/或

其中所述第一节段具有第一厚度,并且所述第二节段具有小于所述第一厚度的第二厚度。

5. 根据权利要求1-3中任一项所述的栓塞装置,其中所述第一节段和所述第二节段形成整体构造。

6. 根据权利要求1-5中任一项所述的栓塞装置,其中所述第一节段和所述第二节段中的每一个包括编结节段。

7. 根据权利要求1所述的栓塞装置,

其中,所述第一三维结构包括第一多个环,并且其中,所述第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成所述第一三维结构的所述第一节段的长度增加或减少;和/或

其中所述第二三维结构包括第二多个环,并且其中所述第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成所述第二三维结构的所述第二节段的长度增加或减少。

8. 根据权利要求1所述的栓塞装置,

其中所述第一三维结构包括第一多个环,并且其中所述第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成所述第一三维结构的所述第一节段的长度增加或减少;和/或

其中所述第二三维结构包括第二多个环,并且其中所述第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成所述第二三维结构的所述第二节段的长度增加或减小。

9. 根据权利要求1所述的栓塞装置,其中所述第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中所述第二三维结构具有形成小于所述第一角度的第二角度的至少两个相邻环。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的栓塞装置,其中所述第一节段和所述第二节段是具有远端和近端的长形构件的部分。

11. 一种用于放置在体腔内的栓塞装置,所述栓塞装置包括:

长形构件,所述长形构件具有近端和远端,

其中所述长形构件包括被构造造成形成第一三维结构的第一节段,其中所述第一三维结

构限定空腔,并且

其中所述长形构件包括第二节段,所述第二节段被构造成在所述第一三维结构的所述空腔内部形成第二三维结构。

12. 根据权利要求11所述的栓塞装置,其中由所述长形构件的所述第一节段形成的所述第一三维结构包括第一环,并且由所述长形构件的所述第二节段形成的所述第二三维结构包括第二环。

13. 根据权利要求12所述的栓塞装置,其中所述第一三维结构的所述第一环的第一曲率小于所述第二三维结构的所述第二环的第二曲率。

14. 根据权利要求11-13中任一项所述的栓塞装置,其中所述第一节段具有第一宽度,并且所述第二节段具有小于所述第一宽度的第二宽度;和/或

其中所述第一节段具有第一厚度,并且所述第二节段具有小于所述第一厚度的第二厚度。

15. 根据权利要求11-13中任一项所述的栓塞装置,其中所述第一节段和所述第二节段形成整体构造。

16. 根据权利要求11-15中任一项所述的栓塞装置,其中所述第一节段和所述第二节段中的每一个包括编结节段。

17. 根据权利要求11所述的栓塞装置,

其中,所述第一三维结构包括第一多个环,并且其中,所述第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成所述第一三维结构的所述第一节段的长度增加或减少;和/或

其中所述第二三维结构包括第二多个环,并且其中所述第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成所述第二三维结构的所述第二节段的长度增加或减少。

18. 根据权利要求11所述的栓塞装置,

其中所述第一三维结构包括第一多个环,并且其中所述第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成所述第一三维结构的所述第一节段的长度增加或减少;和/或

其中所述第二三维结构包括第二多个环,并且其中所述第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成所述第二三维结构的所述第二节段的长度增加或减小。

19. 根据权利要求11所述的栓塞装置,其中所述第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中所述第二三维结构具有形成小于所述第一角度的第二角度的至少两个相邻环。

用于闭塞体腔的栓塞装置

[0001] 领域

[0002] 本公开领域涉及用于闭塞体腔的医疗装置和方法,并且更具体地,涉及用于闭塞动脉瘤的医疗装置和方法。

[0003] 背景

[0004] 动脉瘤是一种血管扩张,其可能会导致破裂、凝血或分离,从而对健康构成风险。脑部动脉瘤的破裂会引起中风,且腹部动脉瘤的破裂会引起休克。通常由于癫痫发作或出血而在患者体内查出脑动脉瘤,且脑动脉瘤可能导致较高的发病率或死亡率。

[0005] 各种材料和装置已经被用于治疗动脉瘤,包括铂和不锈钢微线圈、聚乙烯醇海绵(Ivalone)和其它机械装置。例如,血管闭塞装置是外科器械或植入物,其通常通过导管放置在人体的血管系统内,以通过栓塞物的形成阻挡血液流动通过构成血管系统的该部分的血管,或者在源于该血管的动脉瘤内形成这样的栓塞物。

[0006] 在某些情况下,存在已知线圈设计将完全或部分移出动脉瘤入口区并进入供血血管的风险。这种风险对于宽颈动脉瘤而言尤其高。宽颈动脉瘤是指瘤颈(入口区)的直径至少为动脉瘤最大直径的50%的宽颈动脉瘤。

[0007] 概述

[0008] 一种用于放置在体腔内的栓塞装置,包括:第一节段,该第一节段当位于导管内部时具有第一直线构造,第一节段被构造成当位于导管外部时形成第一三维结构,其中第一三维结构限定空腔;以及从第一节段延伸的第二节段,该第二节段当位于导管内部时具有第二直线构造,第二节段被构造成当位于导管外部时形成第二三维结构;其中,第一三维结构的空腔被构造成容纳第二三维结构的至少大部分。

[0009] 可选地,第一三维结构包括第一环,并且第二三维结构包括第二环,

[0010] 可选地,第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。

[0011] 可选地,第一节段具有第一宽度,并且第二节段具有小于第一宽度的第二宽度;和/或其中第一节段具有第一厚度,并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。

[0012] 可选地,第一节段和第二节段形成整体构造。

[0013] 可选地,第一节段和第二节段中的每一个包括编结节段。

[0014] 可选地,第一三维结构包括第一多个环,并且其中,第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0015] 可选地,第一三维结构包括第一多个环,并且其中第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

- [0016] 可选地,第一三维结构被构造成提供横跨动脉瘤的瘤颈的支架。
- [0017] 可选地,第一三维结构具有至少两个相邻的环,该至少两个相邻的环的相应的环尺寸变化不超过20%,或变化不超过10%,或变化不超过5%。
- [0018] 可选地,第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。
- [0019] 可选地,第一节段和第二节段是具有远端和近端的长形构件的部分。
- [0020] 一种用于放置在体腔内的栓塞装置,包括:具有近端和远端的长形构件;其中长形构件包括被构造成形成第一三维结构的第一节段,其中第一三维结构限定空腔;并且其中长形构件包括第二节段,该第二节段被构造成在第一三维结构的空腔内部形成第二三维结构。
- [0021] 可选地,由长形构件的第一节段形成的第一三维结构包括第一环,并且由长形构件的第二节段形成的第二三维结构包括第二环,
- [0022] 可选地,第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。
- [0023] 可选地,第一节段具有第一宽度,并且第二节段具有小于第一宽度的第二宽度;和/或其中第一节段具有第一厚度,并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。
- [0024] 可选地,第一节段和第二节段形成整体构造。
- [0025] 可选地,第一节段和第二节段中的每一个包括编结节段。
- [0026] 可选地,第一三维结构包括第一多个环,并且其中,第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。
- [0027] 可选地,第一三维结构包括第一多个环,并且其中第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。
- [0028] 可选地,第一三维结构被构造成提供横跨动脉瘤的瘤颈的支架。
- [0029] 可选地,第一三维结构具有至少两个相邻的环,该至少两个相邻的环的相应的环尺寸变化不超过20%,或变化不超过10%,或变化不超过5%。
- [0030] 可选地,第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。
- [0031] 一种闭塞体腔的方法,包括:将栓塞装置的第一节段递送到体腔中,其中被递送的第一节段在体腔内形成第一三维结构,第一三维结构限定空腔;以及将栓塞装置的第二节段递送到体腔内,第二节段从第一节段延伸,其中被递送的第二节段形成第二三维结构;其中第二三维结构的至少大部分被容纳在第一三维结构的空腔中。
- [0032] 可选地,第一三维结构包括第一环,并且第二三维结构包括第二环,
- [0033] 可选地,第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。

- [0034] 可选地,第一节段具有第一宽度,并且第二节段具有小于第一宽度的第二宽度;和/或其中第一节段具有第一厚度,并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。
- [0035] 可选地,第一节段和第二节段形成整体构造。
- [0036] 可选地,第一节段和第二节段中的每一个包括编结节段。
- [0037] 可选地,第一三维结构包括第一多个环,并且其中,第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。
- [0038] 可选地,第一三维结构包括第一多个环,并且其中第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。
- [0039] 可选地,第一三维结构提供横跨动脉瘤的瘤颈的支架。
- [0040] 可选地,第一三维结构具有至少两个环,该至少两个环的相应的环尺寸变化不超过20%,或变化不超过10%,或变化不超过5%。
- [0041] 可选地,第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。
- [0042] 可选地,第一节段和第二节段是具有远端和近端的长形构件的部分。
- [0043] 通过阅读下面的详细描述,其他方面和进一步的方面和特征将是明显的。

附图说明

- [0044] 附图图示了实施例的设计和用途,其中类似的元件用共同的参考数字表示。这些附图不一定是按比例绘制的。为了更好地理解如何获得上述和其它优点和目的,将给出在附图中图示的实施例的更具体的描述。这些附图仅描绘了示例性实施例,并因此不被认为限制了权利要求的范围。
- [0045] 图1图示了具有用于递送栓塞装置的导管的医疗装置。
- [0046] 图2A图示了图1的医疗装置,尤其示出了栓塞装置的远侧节段被递送出导管。
- [0047] 图2B图示了图1的医疗装置,尤其示出了栓塞装置的近侧节段被递送出导管。
- [0048] 图3图示图1的栓塞装置,尤其示出了栓塞装置具有形成第一三维结构的第一节段和在第一三维结构内部形成第二三维结构的第二节段。
- [0049] 图4A图示了图1的栓塞装置的第一三维结构。
- [0050] 图4B图示图1的栓塞装置的第二三维结构。
- [0051] 图5A-图5B图示了图1的医疗装置的范例。
- [0052] 图6A图示了图1的栓塞装置的第一节段和第二节段的环布局的示例。
- [0053] 图6B图示了图1的栓塞装置的第一节段和第二节段的环布局的另一示例。
- [0054] 图7A-图7B图示了使用图1的医疗装置的方法。
- [0055] 图8图示了一种将栓塞装置递送到动脉瘤中的方法。
- [0056] 详细描述

[0057] 下文参照附图描述了各种实施例。应该注意的是,附图不是按比例绘制的,并且在所有附图中,相似结构或功能的元件由相同的参考数字表示。还应注意的是,这些图仅旨在便于对实施例的描述。它们不意图作为本发明的详尽描述或对本发明范围的限制。此外,所图示的实施例不必具有所示的所有方面或优点。结合特定实施例描述的方面或优点不一定限于该实施例,并且即使在没有如此图示的情况下,或者在没有如此明确地描述的情况下,也可以在任何其它实施例中实践。

[0058] 图1图示了具有导管20的医疗装置10,导管20用于将栓塞装置100递送到体腔中。导管20具有远端22、近端24、以及在远端22和近端24之间延伸的导管主体26。栓塞装置100容纳在导管20的腔(lumen) 28内。导管20还包括位于腔28中的轴30,该轴30用于将栓塞装置100推出导管20的腔28。

[0059] 如图1所示,栓塞装置100由具有远端104、近端106和在远端104和近端106之间延伸的主体108的长形构件102制成。栓塞装置100具有当位于导管20内时具有第一直线构造的第一节段110。第一节段110被构造成当第一节段110被递送到导管20外部时形成第一三维结构112(图2A)。

[0060] 也如图1所示,栓塞装置100具有从第一节段110延伸的第二节段120。第二节段120相对于第一节段110是在近侧的。第二节段120当位于导管20内部时具有第二直线构造。第二节段120被构造成当第二节段120被递送到导管20外部时形成第二三维结构122(图2B)。在一些实施例中,第一节段110和节段120可以是形成为具有第一节段110和第二节段120的单个结构的部分。在其他实施例中,第一节段110和第二节段120可以是例如经由粘合剂、焊接、熔合、机械连接器等连接在一起的分离的部件。在任一情况下,第一节段110和第二节段120可以被认为具有或形成整体构造。

[0061] 如图2A所示,在形成第一三维结构112的第一节段110被递送出导管20之后,第一三维结构112限定空腔118。因此,在第一节段110已经从导管20递送到体腔中之后,第一三维结构112提供空腔118,用于容纳栓塞装置100的剩余部分(例如,形成第二三维结构122的第二节段120的至少大部分)。

[0062] 图3图示了图1的栓塞装置100,尤其示出了具有形成第一三维结构112的第一节段110和在第一三维结构112的空腔118内形成第二三维结构122的第二节段120的栓塞装置100。如所讨论的,第一节段110和第二节段120是长形构件102的部分。

[0063] 如图4A中所示,第一三维结构112包括一系列七(7)个环114。环114可以是如图中所示的开放环。可替代地,环114中的一个或多个环可以是闭环。在其他实施例中,第一三维结构112可以具有多于七个环(例如,八个环、九个环、十个环、十一个环、十二个环等)或少于七个环(例如,六个环、五个环、四个环等)。在图示的实施例中,第一三维结构112的环通过相应的拐点连接,该拐点允许相邻的环114形成反向曲率。在其他实施例中,第一三维结构112的相邻环114可以不形成反向曲率。此外,在其他实施例中,代替环,第一三维结构112可以具有形状不是环的其他结构元件。

[0064] 如图4B中所示,第二三维结构122包括一系列七(7)个环124。环124可以是如图中所示的开放环。可替代地,环124中的一个或多个环可以是闭环。在其它实施例中,第二三维结构122可具有多于七个环(例如,八个环、九个环、十个环、十一个环、十二个环等)或少于七个环(例如,六个环、五个环、四个环等)。在所示的实施例中,第二三维结构122的环124

通过相应的拐点连接,该拐点允许相邻的环124形成反向曲率。在其他实施例中,第二三维结构122的相邻环124可以不形成反向曲率。此外,在其他实施例中,代替环,第二三维结构122可以具有形状不是环的其他结构元件。

[0065] 在一些实施例中,第一三维结构112的环114中的一个环的曲率可以小于第二三维结构122的环124中的一个环的曲率。例如,在一个实施方式中,第一三维结构112的所有环114的曲率可以小于第二三维结构122的所有环124的曲率。在另一实施方式中,第一三维结构112的环114中的至少一些环(例如,环114中的大部分环)的曲率可以小于第二三维结构122的环124中的至少一些环(例如,环124中的大部分环)的曲率。如在本说明书中所使用的,“曲率”可以定义为 $1/R$,其中 R 可以是与曲线相关联的最小曲率半径。

[0066] 在一些实施例中,第一三维结构112具有相应的环尺寸变化不超过20%或者变化不超过10%或者变化不超过5%的至少两个环(例如,至少两个相邻的环)。例如,在一个实施方式中,第一三维结构112可以具有环尺寸(例如,环宽度或直径)相同的环114。在其他实施例中,第一三维结构112可以具有相应的环尺寸变化超过20%的环114。

[0067] 此外,在一些实施例中,第二三维结构122中的环124具有小于第一三维结构112中的环114的环尺寸的相应环尺寸。该特征是有利的,因为它有助于第二节段120形成比第一三维结构112更小的第二三维结构122,从而允许第二三维结构122适配在第一三维结构112内。在一些情况下,第二三维结构122中的环124中的所有环具有小于第一三维结构112中的环114中的所有环的环尺寸的相应环尺寸。在其他情况下,第二三维结构122中的环124中的至少一半的环或大部分环具有小于第一三维结构112中的环114中的至少一半的环或大部分环的环尺寸的相应的环尺寸。

[0068] 在一些实施例中,栓塞装置100的第一节段110可以具有第一宽度,并且栓塞装置100的第二节段120可以具有小于第一宽度的第二宽度。可替代地或附加地,栓塞装置100的第一节段110可以具有第一厚度,并且栓塞装置100的第二节段120可以具有小于第一厚度的第二厚度。在一个实施方式中,长形构件102可以是编结结构,并且通过使用与用于形成第一节段110的编结物的纤维股线相比更少的纤维股线来形成第二节段120的编结物,可以实现第二节段120的较窄的宽度和/或厚度。可替代地,第二节段120的较窄宽度(或厚度)可通过切割或研磨掉(例如,使用激光切割器、研磨机等)用于形成第二节段120的一些构件来实现。作为另一替代方案,第一节段110和第二节段120可以由各自具有不同横截面尺寸的单独的构件形成。在这种情况下,构件可以彼此固定,例如使用粘合剂、焊接、熔合、机械联接器等。应该注意的是,术语“宽度”和“厚度”在某些情况下(诸如具有矩形形状或椭圆形形状的横截面)可以指横截面的较长尺寸和较短尺寸。然而,使用这两个术语中的任何一个都不应该暗示横截面具有长形的形状。例如,横截面的宽度或厚度可指圆形横截面、正方形横截面、六边形横截面、五边形横截面等的横截面尺寸。

[0069] 此外,在一些实施例中,第一三维结构112具有形成第一角度的至少两个相邻环114,第二三维结构122具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环124。该特征是有利的,因为它有助于第二节段120形成比第一三维结构112更小的第二三维结构122,从而允许第二三维结构122适配在第一三维结构112内。在一些实施例中,第一三维结构112的两个相邻环114之间的角度可以与动脉瘤的尺寸和/或与动脉瘤的壁的曲率相对应。例如,第一三维结构112的两个相邻环114之间的角度可以被构造为使得当第一三维结构112被递送

到动脉瘤中时,两个相邻环114将接合在动脉瘤的内壁上。在一些情况下,第一三维结构112中的所有相邻环114形成与动脉瘤的尺寸和/或与动脉瘤的壁的曲率相对应的对应角度。在其他情况下,第一三维结构112中的环114的至少一半环或大部分环形成与动脉瘤的尺寸和/或与动脉瘤的壁的曲率相对应的对应角度。上述特征允许第一三维结构112具有与动脉瘤的内壁的轮廓紧密对应的形状。因此,第一三维结构112提供围绕动脉瘤的内壁的周界适配的框架。

[0070] 在一些实施例中,第一三维结构112的成对相邻环114之间的所有角度都相同,或者变化不多于一定百分比(例如,20%、10%、5%等)。在其他实施例中,两对或更多对相邻环114之间的角度可以相差多于20%。

[0071] 此外,在一些实施例中,第二节段120可以在相邻的环124之间从第二节段120的远端到近端具有逐渐减小的角度。这允许第二节段120从“外向内”形成第二三维结构122,使得动脉瘤内的外部空间在动脉瘤内的内部空间之前首先被填充。在其他实施例中,第二节段120可以在相邻的环124之间从第二节段120的远端到近端具有逐渐增加的角度。这允许第二节段120从“内向外”形成第二三维结构122,使得动脉瘤内的内部空间在动脉瘤内的外部空间之前首先被填充。

[0072] 在一些实施例中,形成栓塞装置100的第一节段110和第二节段120的长形构件102可以是编结结构。在这种情况下,栓塞装置100的第一节段110和第二节段120中的每一个包括编结节段。在一个实施方式中,第一节段110和/或第二节段120可以由编结的二十四根纤维股线形成。可替代地,可以使用其他数量的纤维股线来形成长形构件。在另一实施方式中,与第二节段120相比,第一节段110可以使用更多的股线形成,从而使第一节段110具有比第二节段120更高的宽度和/或更高的厚度。在其他实施例中,改变股线的数量可以不改变横截面的宽度和/或厚度。在另外的实施例中,与第二节段120相比,第一节段110可以使用更多的股线形成,从而使得第一节段110与第二节段120相比更硬。

[0073] 在其他实施例中,形成栓塞装置100的第一节段110和第二节段120的长形构件102可以是线圈。在这种情况下,长形构件102具有形状为线圈的初始形状,并且线圈随后可以弯曲以形成所期望的二次形状。

[0074] 在另外的实施例中,形成栓塞装置100的第一节段110和第二节段120的长形构件102可以是实心连续构件。在这种情况下,实心连续构件具有笔直的初始形状,并且实心连续构件随后可以弯曲以形成所期望的二次形状。

[0075] 在本文描述的一个或更多个实施例中,第一节段110和第二节段120的组合长度可以是15厘米至50厘米、或25厘米至45厘米、或30厘米至40厘米的任何长度。在其他实施例中,第一节段110和第二节段120的组合长度可以小于15厘米或大于40厘米。

[0076] 此外,在本文描述的一个或更多个实施例中,具有第一节段110和第二节段120的长形构件102可以由任何合适的材料制成。通过非限制性示例,栓塞装置100的长形构件102可以由Nitinol®、AuPt、不锈钢或其他金属或合金制成。

[0077] 图5A-图5B图示了图1的医疗装置10的范例。如图5A所示,导管20已经递送形成第一三维结构112的第一节段110,接着递送在第一三维结构112的空腔内部形成第二三维结构122的第二节段120。图5B图示了与图5A相同的医疗装置10,其中第二三维结构122放置在第一三维结构112的外部,并且被拉伸打开以示出第一节段110的环114和第二节段120的环

124。

[0078] 图6A图示了图1的栓塞装置100的第一节段110和第二节段120的环布局的示例。在所示的示例中,由于相应的第一节段110和第二节段120的环114、124在平面上呈现,因此没有示出环之间的相对角度。这允许环114、124的相对大小可视化。如示例中所示,第一节段110具有七个环,第二节段120具有七个环。在其他实施例中,环的数量可以不同。例如,在其他实施例中,与第二节段120相比,第一节段110可以具有更多或更少的环。在该示例中,第二节段120中的各个环124的尺寸在远端到近端的方向上减小。这允许随着第二节段120被推出导管20,第二节段120从动脉瘤的周界朝向动脉瘤的内核或中心逐渐填充动脉瘤。在其他实施例中,第二节段120中的各个环124的尺寸可以在远端到近端的方向上增加。这允许随着第二节段120被推出导管20,第二节段120从动脉瘤的内核或中心朝向周界逐渐填充动脉瘤。在另外的实施例中,第二节段120中的各个环124的尺寸可以相同。在另外的实施例中,第二节段120中的环124的尺寸可以重复地上下变化,或者可以具有随机分布。

[0079] 在上述示例中,第二节段120中的第一环的大小等于或小于第一节段110中的最后一个环的大小。在其他示例中,第二节段120中的第一环的大小可以大于第一节段110中的最后一个环的大小。例如,如图6B所示,第一节段110可以具有环114,该环114的相应的环宽度从 $0.85D$ 减小到 $0.55D$ (其中 D 可以是参考尺寸),第二节段120可以具有环124,该环124的相应的环宽度从 $0.75D$ 减小到 $0.35D$ 。这种构造是有利的,因为后面节段中的放大的较大环(例如,在示例中尺寸为 $0.75D$ 的环)可以通过将先前节段(已经被递送)中的先前的环(例如,在示例中为 $0.65D$ 、 $0.55D$ 的环)向外推至动脉瘤的周界来改善封装。在其他实施例中,栓塞装置100可以包括附加节段。例如,可以存在靠近第二节段120的第三节段,并且第三节段可以具有尺寸为 $0.55D$ 的第一环。因此,随着长形构件102的节段被递送,它们形成各自的填充结构,这些填充结构径向地将先前递送的结构朝向动脉瘤的周界径向推动。

[0080] 尽管栓塞装置100已经被描述为具有第一节段110和第二节段120,但应当注意,栓塞装置100不限于仅具有两个节段。在其他实施例中,栓塞装置100可以具有两个或更多个节段。例如,在其他实施例中,栓塞装置100可具有第三节段、第四节段、第五节段等。在一些实施例中,每个先前节段形成允许容纳后面节段的填充结构。这允许不同的三维结构以嵌套构造逐渐递送到动脉瘤中,以从动脉瘤的外围向动脉瘤的中心填充动脉瘤。在一些实施例中,第一节段110可以具有第一组环,第二节段120可以具有第二组环,第三节段可以具有第三组环等。第一组环可以具有大小相同的环宽度,或者在远端到近端方向上大小减小的环宽度。类似地,第二组环可以具有大小相同的环宽度,或者在远端到近端方向上大小减小的环宽度。此外,第三组环可以具有大小相同的环宽度,或者在远端到近端方向上大小减小的环宽度。此外,在一些实施例中,后续节段中的第一(即,远侧)环可具有小于先前节段中的最后一个(即,近侧)环的宽度的宽度。可替代地,在其它实施例中,后续节段中的第一(即,远侧)环可具有大于先前节段中的最后一个(即,近侧)环的宽度的宽度。

[0081] 在本文描述的一个或更多个实施例中,栓塞装置100可选地进一步包括位于第一节段110远端的远侧环,其中远侧环的直径是近侧环直径的75%或更小。在一些实施例中,远侧环可由第一节段110形成。如在本说明书中所使用的,环的“直径”不一定暗示环具有圆形形状,并且术语“直径”可以指环的宽度,该环可以是圆形的,也可以不是圆形的。例如,环的直径在某些情况下可以指的是环的最大宽度。

[0082] 此外,在本文描述的一个或多个实施例中,栓塞装置100可选地进一步包括位于栓塞装置100远端的远侧线圈。在一种实施方式中,如果第一节段110由编结物形成,则远侧线圈可以由用于形成第一节段110的编结物的一个或多个股线形成。在另一实施方式中,可提供单独的线圈作为远侧线圈,并然后将其附接到第一节段110的远端。

[0083] 此外,在本文描述的一个或多个实施例中,栓塞装置100可以可选地进一步包括位于栓塞装置100的近端的近侧线圈。在一个实施方式中,如果第二节段120由编结物形成,则近侧线圈可以由用于形成第二节段120的编结物的一个或多个股线形成。在另一实施方式中,可提供单独的线圈作为近侧线圈,然后将其附接到第二节段120的近端。近侧线圈是有利的,因为它可以提供从第二节段120到轴30的刚度过渡。

[0084] 此外,在本文描述的一个或多个实施例中,栓塞装置100的第二节段120可以具有与栓塞装置100的第一节段110的刚度(例如,弯曲刚度和/或轴向刚度)不同的刚度(例如,弯曲刚度和/或轴向刚度)。在一些实施例中,第二节段120可以具有不同于第一节段110的柱强度(column strength)的柱强度。例如,第二节段120的柱强度可以高于第一节段110的柱强度。这是有利的,因为它允许栓塞装置100在导管20内部向远侧推动而不发生屈曲。柱强度和/或刚度的相对差异可以使用冶金热处理条件,通过在第一节段110和第二节段120之间改变横截面尺寸,和/或通过在编结结构中改变股线的数量来实现。

[0085] 此外,在本文描述的一个或多个实施例中,如果形成第一节段110和第二节段120的构件102是编结结构,则可以改变沿着构件102长度的股线的编结角度,以便改变沿着构件102长度的刚度。例如,在一些实施例中,第一节段110和第二节段120可以具有相同数量的股线,但是第一节段110中的股线的编结角度(例如,由股线相对于构件102的纵向轴线形成的角度)可以大于第二节段120中的股线的编结角度,从而使得第一节段110比第二节段120更硬。在其他实施例中,第二节段120中的股线的编结角度可以大于第一节段110中的股线的编结角度,从而使第二节段120比第一节段110更硬。此外,在一些实施例中,沿着构件102的长度的股线的编结角度可以逐渐变化。

[0086] 此外,在一些实施例中,第一三维结构112包括第一多个环114,并且其中,第一多个环114中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构112的第一节段110的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构122包括第二多个环124,并且其中第二多个环124中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构122的第二节段120的长度增加或减少。

[0087] 此外,在一些实施例中,第一三维结构112包括第一多个环114,并且其中第一多个环114中的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构112的第一节段110的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构122包括第二多个环124,并且其中第二多个环124中的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构122的第二节段120的长度增加或减少。

[0088] 此外,应当注意,栓塞装置100不限于本文描述的示例,并且栓塞装置100可以具有其他实施例中的其他构造。例如,在其他实施例中,栓塞装置100的第一节段110可以具有其他弯曲形状,只要它形成框架结构以在其中限定空腔。此外,在其他实施例中,栓塞装置100的第二节段120可以具有其他弯曲形状,只要它提供中心填充效果以填充由第一节段110形成的第一三维结构限定的中心空腔。

[0089] 可以使用各种技术来形成栓塞装置100。在一些实施例中,长形构件102可以围绕一个或更多个心轴缠绕以形成期望的形状。心轴可以包括多个柱,该多个柱被构造成允许长形构件102围绕其缠绕。柱的大小将决定要形成的环的环大小。此外,柱的相对定向将决定要形成的环之间的相对角度。在长形构件102围绕心轴缠绕之后,长形构件102可以被化学处理和/或热处理以设定长形构件102的形状。在其他实施例中,可使用用于成形成长形构件的其他技术来形成栓塞装置100。

[0090] 图7A-图7B图示了使用图1的医疗装置10治疗动脉瘤700的方法。当使用医疗装置10时,导管20首先穿过切口插入患者的血管702中。然后导管20向远侧前进,直到导管20的远端22位于动脉瘤处。

[0091] 在一些实施例中,导管20可以是可操纵的。例如,导管20可以包括一根或更多根操纵线,该一根或更多根操纵线被构造成在一个或更多个方向上操纵导管20的远端22。在其他实施例中,导管20可以不是可操纵的。而是,可以首先使用导丝来接近目标部位。然后,导管20可以设置在导丝上,并使用导丝向远侧前进。在这种情况下,导管20可包括用于容纳导丝的单通道。

[0092] 在导管20的远端22被理想地放置之后,然后使轴30(示于图1)前进以向远侧推动栓塞装置100,直到栓塞装置100的第一节段110在导管20的外部(图7A)。如图所示,当第一节段110在导管20的外部不受限时,第一节段110形成第一三维结构112。第一三维结构112具有与动脉瘤的内壁相对应的形状,使得第一三维结构112被定位成紧挨动脉瘤的壁(例如,抵靠动脉瘤的壁上或在距动脉瘤的壁0.5mm内)。第一三维结构112(由图7A中的虚线示意性表示)提供限定用于容纳栓塞装置100的第二节段120的空腔118的框架。如图所示,第一三维结构112还提供横跨动脉瘤700的瘤颈704的支架,该支架有助于容纳待递送到空腔118中的第二维结构122。

[0093] 接下来,轴30可以进一步前进以推动栓塞装置100的第二节段120,直到第二节段120从导管20中出来(图7B)。如图所示,当第二节段120在导管20的外部不受限时,第二节段120形成第二三维结构122。第二三维结构122具有允许其填充由第一三维结构112限定的空腔118中的至少一些空间的形状。如图所示,由第一三维结构112提供的横跨动脉瘤的瘤颈704的支架防止第二维结构122从第一三维结构112的空腔118和动脉瘤中逃脱或脱落。

[0094] 在一些实施例中,轴30的远端紧靠第二节段120的近端,并且不机械地附接到第二节段120的近端。在这种情况下,一旦第二节段120的近端被推出导管20,第二节段120就与医疗装置10的剩余部分断开联接。在其它实施例中,轴30的远端可以诸如经由机械连接器机械地连接到第二节段120的近端,该机械连接器是可操作的以使第二节段120的近端与轴30脱离接合。在另外的实施例中,轴30的远端可以经由可分解的连杆机械地连接到第二节段120的近端,诸如响应于电流的施加而可分解的连杆。机械连接器和可分解连杆在本领域中是公知的,并因此将不进一步详细描述。

[0095] 在一些实施例中,多个栓塞装置100可以设有不同的相应长度。在这种情况下,在选择栓塞装置100中的一个用于治疗动脉瘤之前,医生可以测量要治疗的动脉瘤的大小。例如,医生可以使用动脉瘤的一个或更多个图像执行测量以确定动脉瘤的大小。该大小可以是动脉瘤的横截面尺寸、动脉瘤的横截面面积、动脉瘤的体积等。在确定了动脉瘤的大小之后,然后可以基于动脉瘤的尺寸选择栓塞装置100中的一个。例如,可以选择较长的栓塞装

置100来闭塞较大的动脉瘤。

[0096] 如上例所图示的,栓塞装置100是有利的,因为同一装置可实现以下双重目的:(1)在动脉瘤的周界形成框架,该框架提供横跨动脉瘤的瘤颈的支架,以及(2)填充动脉瘤的中心空间,同时确保该填充由动脉瘤内部的框架所包含。栓塞装置100可用于治疗所有类型的动脉瘤,包括那些具有宽颈的动脉瘤。栓塞装置100也是有利的,因为它不需要多次递送单独的栓塞装置。特别地,由于相同的栓塞装置100提供构框和填充目的,因此避免了提供多次递送的需要,其中一次递送用于构框,其他次递送单独的装置用于填充。此外,本文描述的栓塞装置100的特征是有利的,因为它们允许通过逐渐的嵌套动作将长构件递送到动脉瘤中,其中随着将长构件102递送到递送导管的外部,长形构件102的不同部分被构造为形成不同层的“嵌套”。这进而允许动脉瘤被栓塞装置100实质上和/或紧密地填充。

[0097] 图8图示了闭塞体腔的方法800。方法800包括将栓塞装置的第一节段递送到体腔内,其中递送的第一节段在体腔内部形成第一三维结构,第一三维结构定义空腔(项802)。方法800还包括将栓塞装置的第二节段递送到体腔内,第二节段从第一节段延伸,其中递送的第二节段形成第二三维结构;其中第二三维结构的至少大部分容纳在第一三维结构的空腔中(项804)。

[0098] 在一些实施例中,方法800中的栓塞装置可以是本文描述的栓塞装置100。

[0099] 可选地,在方法800中,第一三维结构包括第一环,并且第二三维结构包括第二环,

[0100] 可选地,在方法800中,第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。

[0101] 可选地,在方法800中,第一节段具有第一宽度,第二节段具有小于第一宽度的第二宽度;和/或其中第一节段具有第一厚度,并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。

[0102] 可选地,在方法800中,第一节段和第二节段形成整体构造。

[0103] 可选地,在方法800中,第一节段和第二节段中的每一个包括编结节段。

[0104] 可选地,在方法800中,第一三维结构包括第一多个环,并且其中,第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0105] 可选地,在方法800中,第一三维结构包括第一多个环,并且其中第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0106] 可选地,在方法800中,第一三维结构提供横跨动脉瘤的瘤颈的支架。

[0107] 可选地,在方法800中,第一三维结构具有至少两个相邻的环,该至少两个相邻的环的相应的环尺寸变化不超过20%,或变化不超过10%,或变化不超过5%。

[0108] 可选地,在方法800中,第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。

[0109] 可选地,在方法800中,第一节段和第二节段是具有远端和近端的长形构件的部分。

[0110] 以下项是本文描述的实施例的示例性特征。每个项可以是实施例本身或者可以是实施例的一部分。在实施例中，下面描述的一个或更多个项可以与其他项组合。

[0111] 项1：一种用于放置在体腔内的栓塞装置，包括：第一节段，该第一节段当位于导管内部时具有第一直线构造，第一节段被构造成当位于导管外部时形成第一三维结构，其中第一三维结构限定空腔；以及从第一节段延伸的第二节段，该第二节段当位于导管内部时具有第二直线构造，第二节段被构造成当位于导管外部时形成第二三维结构；其中，第一三维结构的空腔被构造成容纳第二三维结构的至少大部分。

[0112] 项2：第一三维结构包括第一环，并且第二三维结构包括第二环，

[0113] 项3：第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。

[0114] 项4：第一节段具有第一宽度，并且第二节段具有小于第一宽度的第二宽度；和/或其中第一节段具有第一厚度，并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。

[0115] 项5：第一节段和第二节段形成整体构造。

[0116] 项6：第一节段和第二节段中的每一个都包括编结节段。

[0117] 项7：第一三维结构包括第一多个环，并且其中，第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少；和/或其中第二三维结构包括第二多个环，并且其中第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0118] 项8：第一三维结构包括第一多个环，并且其中第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少；和/或其中第二三维结构包括第二多个环，并且其中第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0119] 项9：第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环，并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。

[0120] 项10：第一节段和第二节段是具有远端和近端的长形构件的部分。

[0121] 项11：一种用于放置在体腔内的栓塞装置，包括：具有近端和远端的长形构件；其中长形构件包括被构造成形成第一三维结构的第一节段，其中第一三维结构限定空腔；并且其中长形构件包括第二节段，第二节段被构造成在第一三维结构的空腔内部形成第二三维结构。

[0122] 项12：由长形构件的第一节段形成的第一三维结构包括第一环，并且由长形构件的第二节段形成的第二三维结构包括第二环，

[0123] 项13：第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。

[0124] 项14：第一节段具有第一宽度，并且第二节段具有小于第一宽度的第二宽度；和/或其中第一节段具有第一厚度，并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。

[0125] 项15：第一节段和第二节段形成整体构造。

[0126] 项16：第一节段和第二节段中的每一个都包括编结节段。

[0127] 项17：第一三维结构包括第一多个环，并且其中，第一多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第一三维结构的第

一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环中的各个环的环宽度、环曲率、编结宽度、编结厚度、编结角度或前述的任何组合沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0128] 项18:第一三维结构包括第一多个环,并且其中第一多个环的相邻环之间的角度沿着形成第一三维结构的第一节段的长度增加或减少;和/或其中第二三维结构包括第二多个环,并且其中第二多个环的相邻环之间的角度沿着形成第二三维结构的第二节段的长度增加或减少。

[0129] 项19:第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。

[0130] 项20:一种闭塞体腔的方法,包括:将栓塞装置的第一节段递送到体腔中,其中被递送的第一节段在体腔内形成第一三维结构,第一三维结构限定空腔;以及将栓塞装置的第二节段递送到体腔内,第二节段从第一节段延伸,其中被递送的第二节段形成第二三维结构;其中第二三维结构的至少大部分被容纳在第一三维结构的空腔中。

[0131] 项21:第一三维结构包括第一环,并且第二三维结构包括第二环,

[0132] 项22:第一三维结构的第一环的第一曲率小于第二三维结构的第二环的第二曲率。

[0133] 项23:第一节段具有第一宽度,并且第二节段具有小于第一宽度的第二宽度;和/或其中第一节段具有第一厚度,并且第二节段具有小于第一厚度的第二厚度。

[0134] 项24:第一节段和第二节段形成整体构造。

[0135] 项25:第一节段和第二节段中的每一个都包括编结节段。

[0136] 项26:第一三维结构提供横跨动脉瘤的瘤颈的支架。

[0137] 项27:第一三维结构具有至少两个相邻的环,该至少两个相邻的环的相应的环尺寸变化不超过20%,或变化不超过10%,或变化不超过5%。

[0138] 项28:第一三维结构具有形成第一角度的至少两个相邻环,并且其中第二三维结构具有形成小于第一角度的第二角度的至少两个相邻环。

[0139] 项29:第一节段和第二节段是具有远端和近端的长形构件的部分。

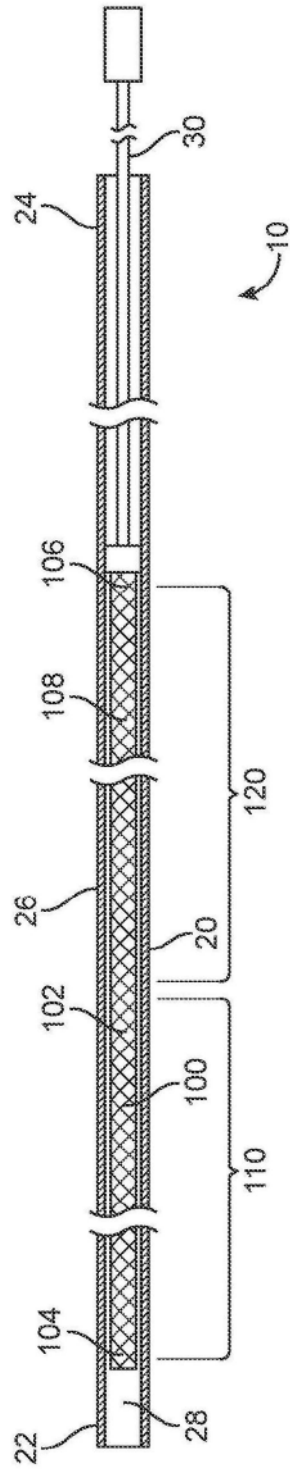


图1

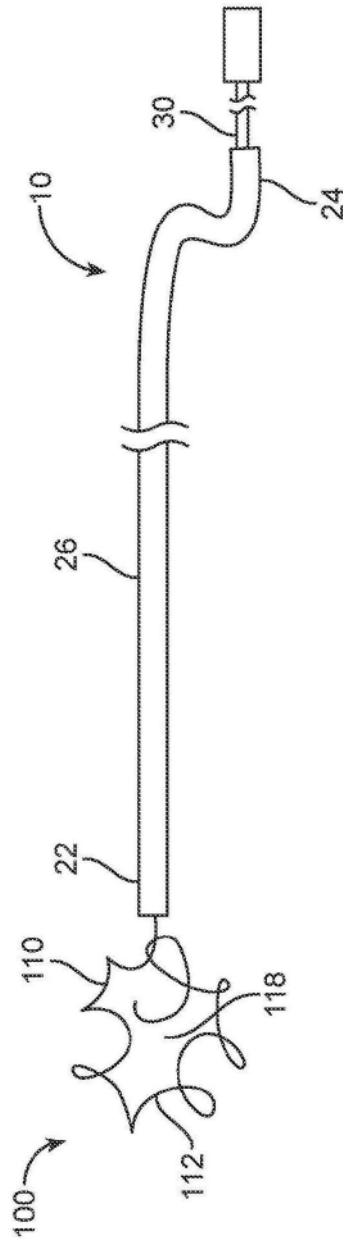


图2A

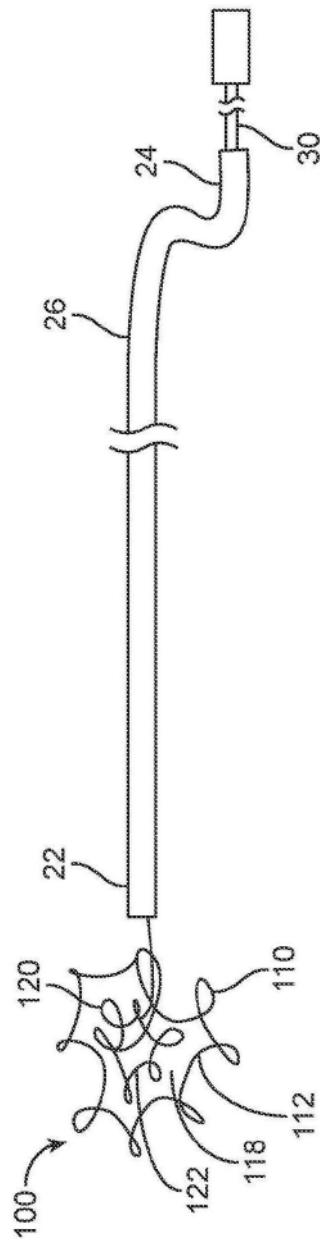


图2B

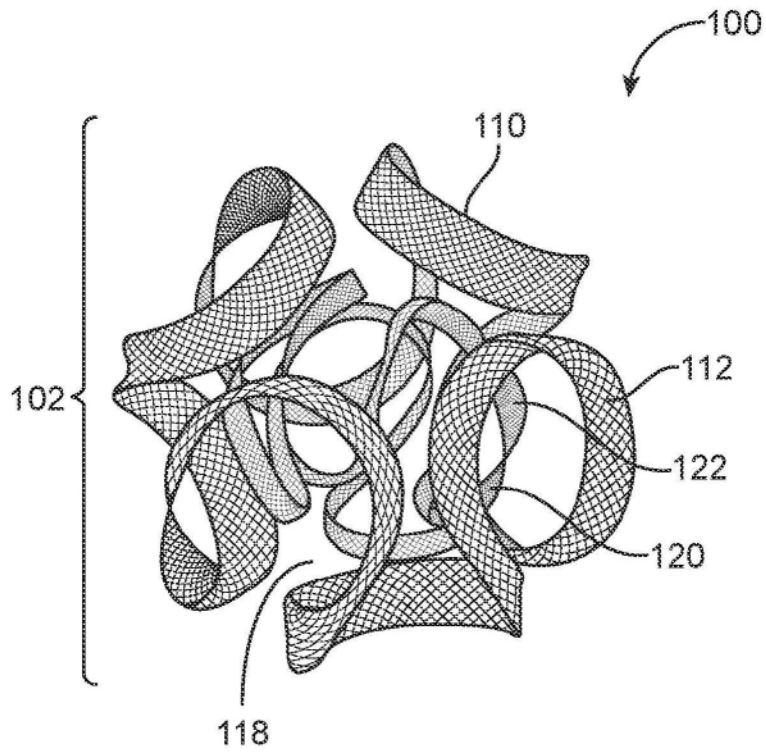


图3

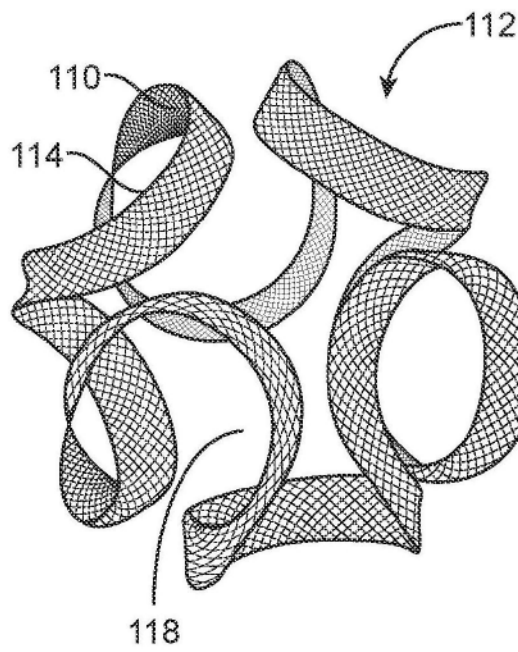


图4A

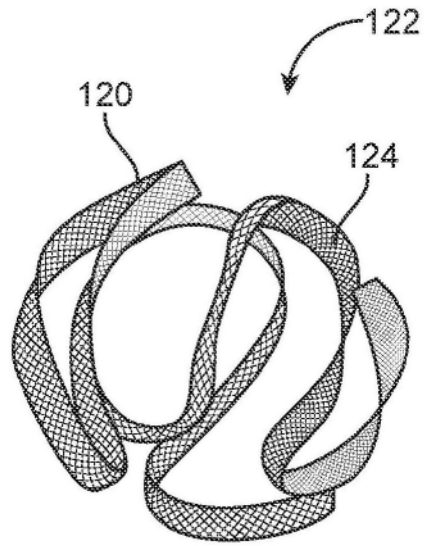


图4B

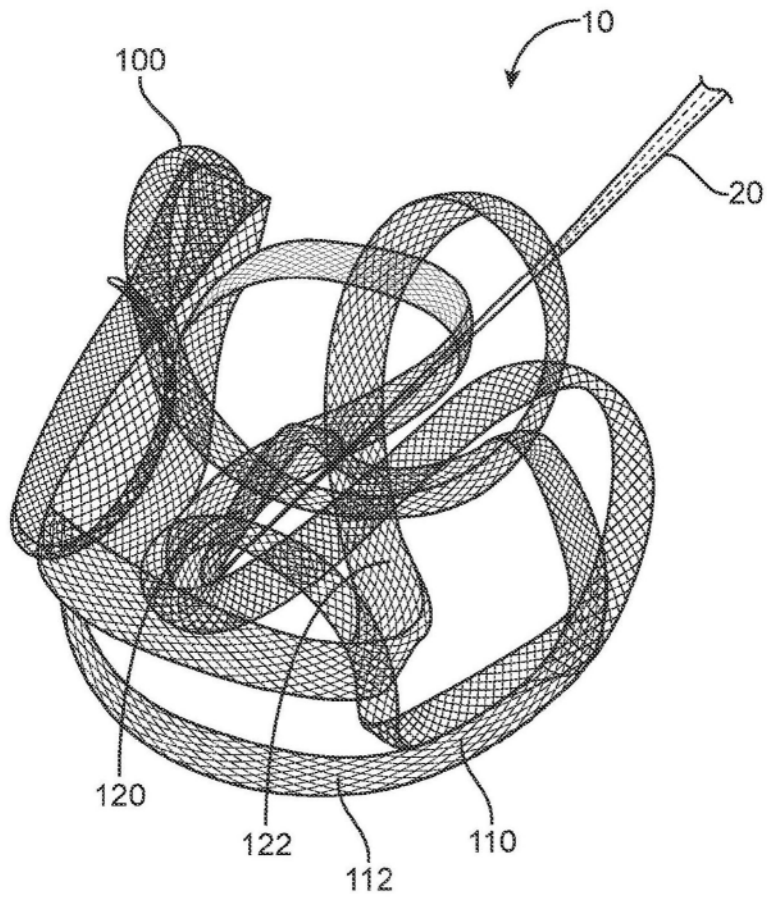


图5A

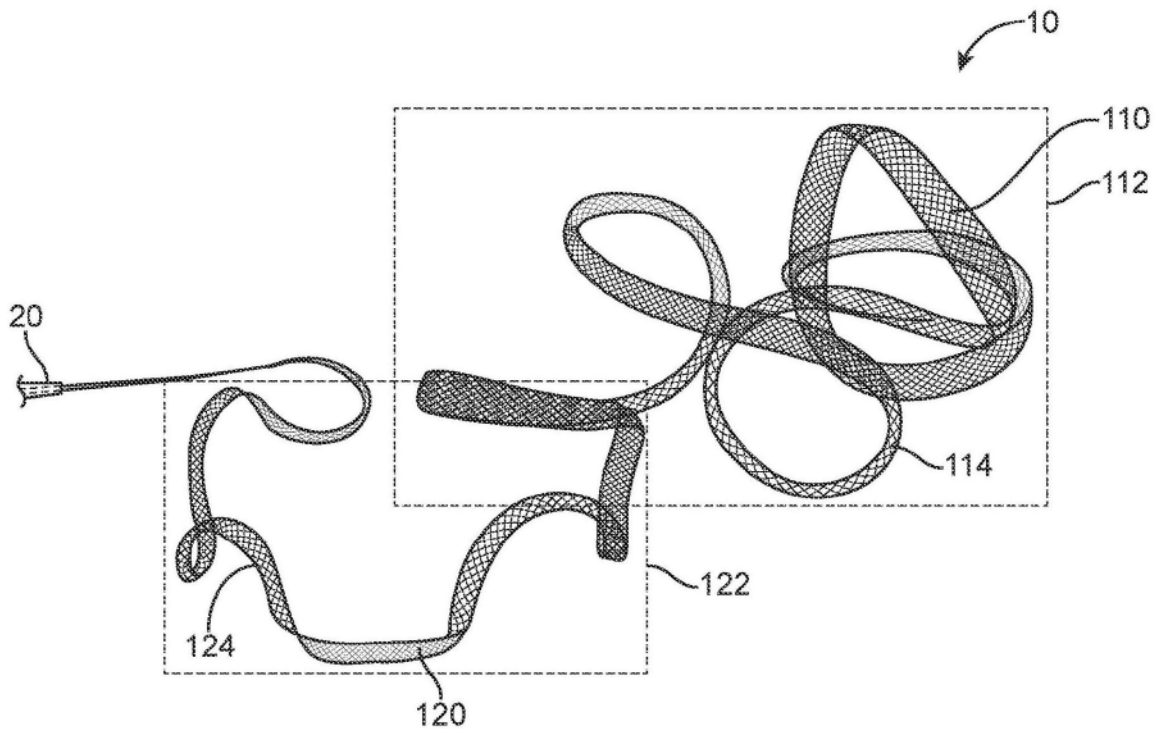


图5B

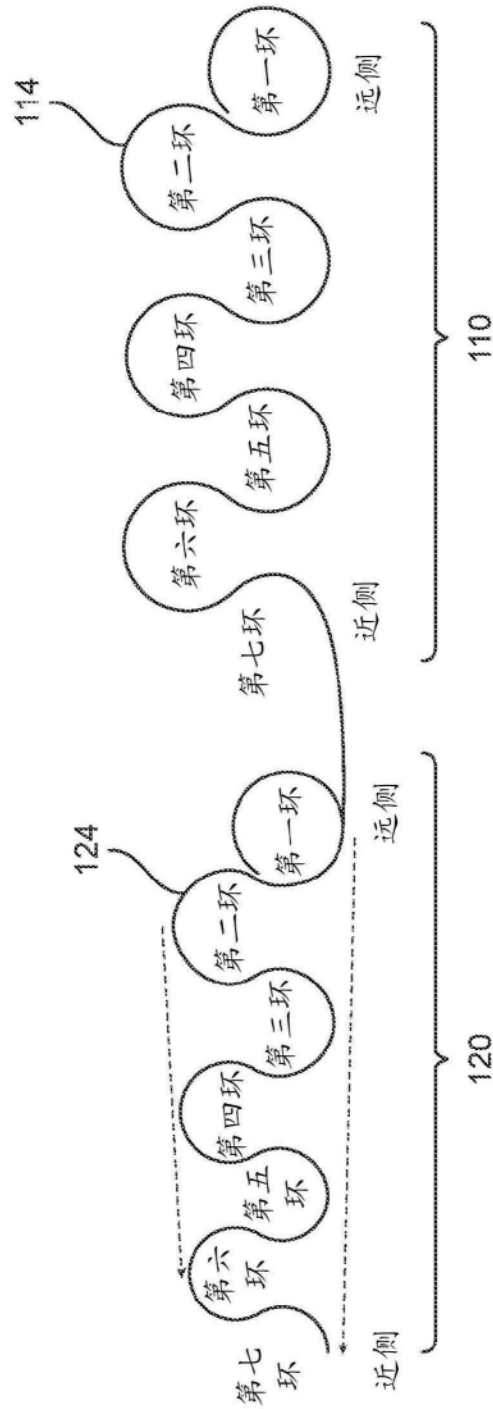


图6A

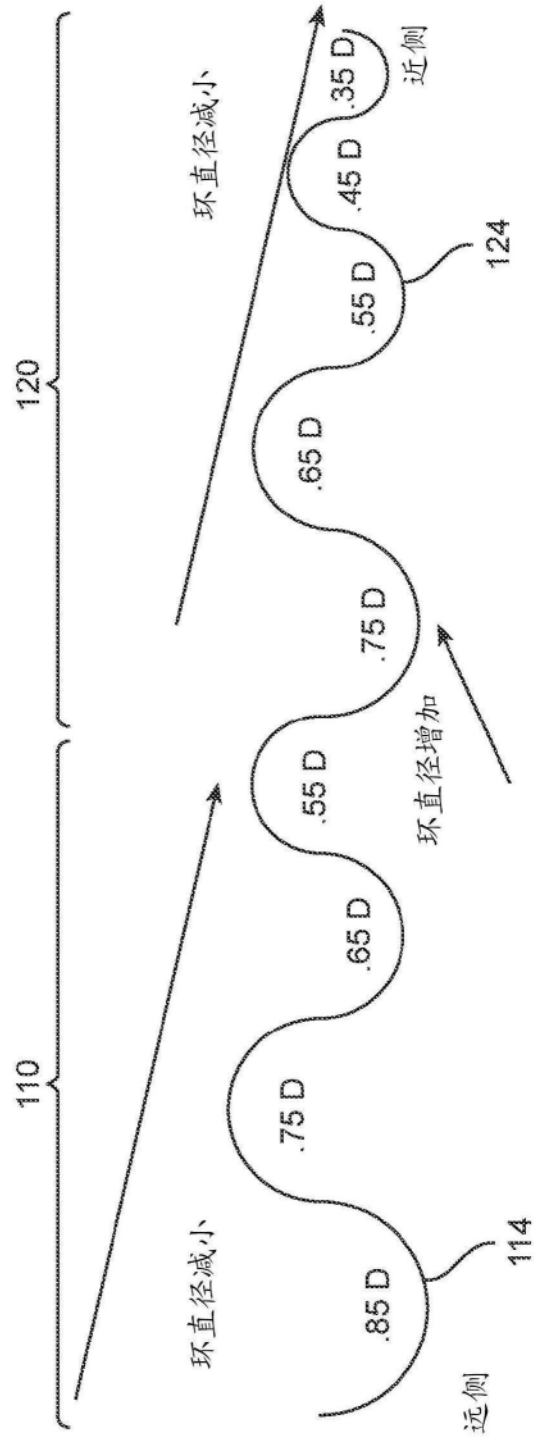


图6B

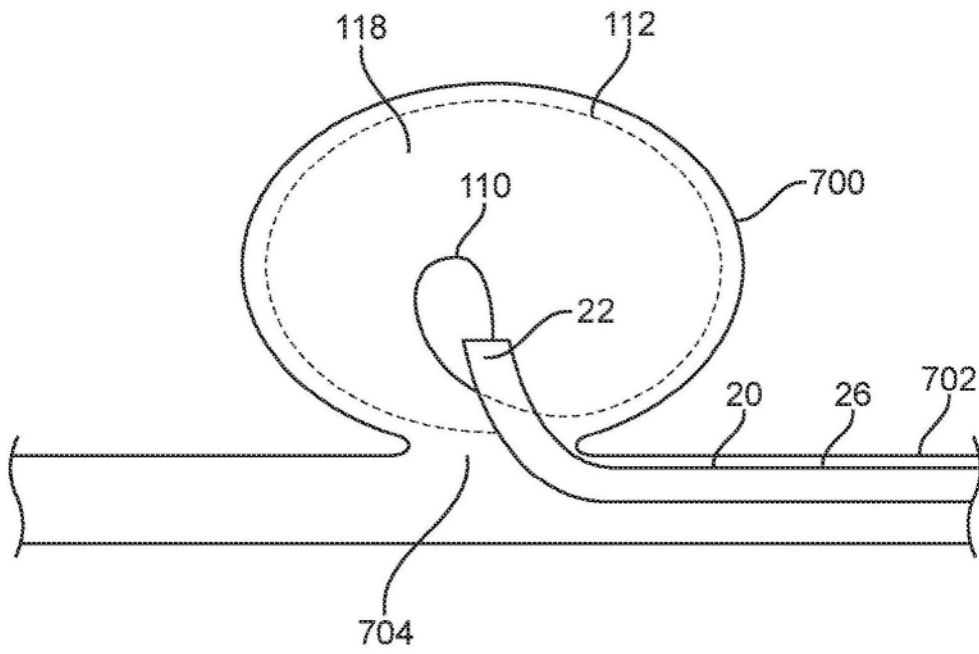


图7A

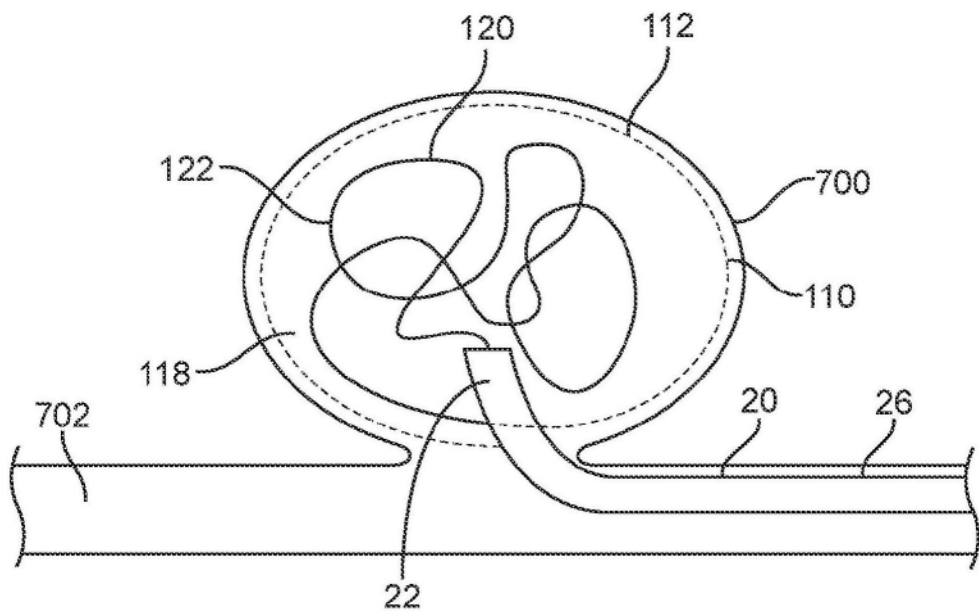


图7B

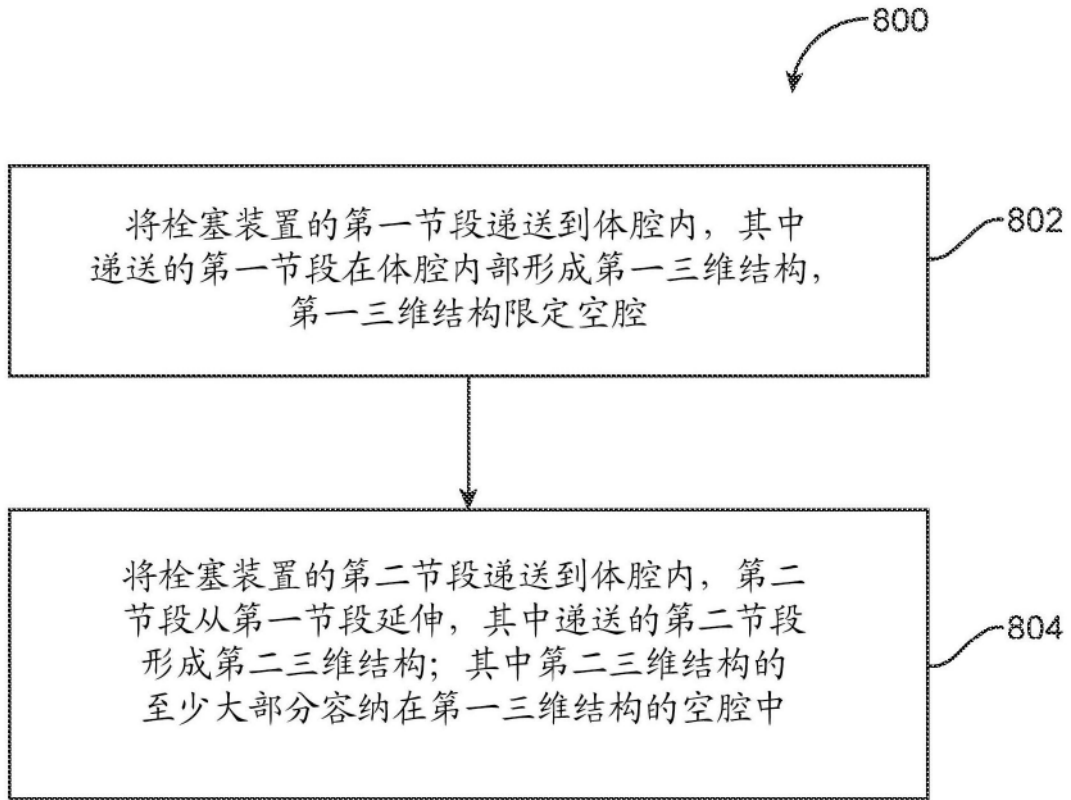


图8