

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480022936.9

[45] 授权公告日 2008 年 7 月 9 日

[11] 授权公告号 CN 100400002C

[22] 申请日 2004.7.2

[21] 申请号 200480022936.9

[30] 优先权

[32] 2003.7.3 [33] US [31] 60/485,306

[86] 国际申请 PCT/US2004/021512 2004.7.2

[87] 国际公布 WO2005/006992 英 2005.1.27

[85] 进入国家阶段日期 2006.2.10

[73] 专利权人 库克公司

地址 美国印第安纳

[72] 发明人 小 R·I·怀特 T·A·奥斯伯纳

K·J·特库尔弗

[56] 参考文献

WO0021443A1 2000.4.20

CN1244375A 2000.2.16

CN2543502Y 2003.4.9

US6117157A 2000.9.12

审查员 邵建霞

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 董 敏

权利要求书 3 页 说明书 11 页 附图 9 页

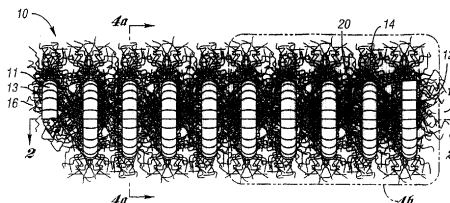
[54] 发明名称

用于堵塞流过体内管路的流体的封堵器

[57] 摘要

一种用于堵塞流过体内管腔的流体的封堵器。

所述装置包括螺旋圈和附连到螺旋圈上的纤维。所述螺旋圈具有约 5-60 克的初始张力，从而使所述螺旋圈在配置时容易折叠。所述纤维从螺旋圈上伸展一定长度。



- 1、一种用于堵塞流过体内管腔的流体的封堵器，所述装置包括：
螺旋圈，所述螺旋圈具有 5-60 克的初始张力，从而使所述螺旋圈在配置时容易横贯体内管腔发生折叠；以及
附连在所述螺旋圈上并从其中伸展的纤维。
- 2、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈是用铂制成的。
- 3、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈具有 50,000-350,000 磅/英寸²的抗张强度。
- 4、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈的长度为 3-20 厘米。
- 5、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈具有 0.010-0.035 英寸的外径。
- 6、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈具有 3-15 毫米的外径。
- 7、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈是在二级螺旋圈内形成的一级螺旋圈，所述二级螺旋圈具有轴向间隔 0-4 毫米卷曲空间的一系列环。
- 8、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述纤维是用合成聚酯纺织纤维制成的。
- 9、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述纤维从所述螺旋圈上伸展 3-8 毫米的长度，所述纤维由外径为 0.00050-0.00100 英寸的股构成。
- 10、如权利要求 1 所述的装置，其特征在于，所述螺旋圈是在具有一系列环的二级螺旋圈内形成的一级螺旋圈，所述纤维包括附连到该系列环上的股。
- 11、如权利要求 10 所述的装置，其特征在于，所述股彼此间隔 1-3 毫米，并从所述环延伸 3-8 毫米。

12、一种用于堵塞流过体内管腔的流体的封堵器，所述装置包括：
在二级螺旋圈内形成的一级螺旋圈，所述一级螺旋圈具有 1.25 - 15 克/厘米的初始张力，从而使所述一级螺旋圈在配置时容易横贯体内管腔发生折叠；以及

附连在所述一级螺旋圈上并从其中伸展的纤维。

13、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述纤维具有附连到所述一级螺旋圈上的股，所述股具有 3 - 8 毫米的长度，所述股沿所述一级螺旋圈彼此间隔开，从而在配置时堵塞流体流。

14、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述一级螺旋圈是用铂制成的。

15、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述一级螺旋圈具有 3 - 20 厘米的长度。

16、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述二级螺旋圈具有 3 - 15 毫米的外径。

17、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述二级螺旋圈具有彼此间隔高达 4 毫米卷曲空间的一系列环。

18、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述纤维是用合成聚酯纺织纤维制成的。

19、如权利要求 12 所述的装置，其特征在于，所述纤维包括外径为 0.00050 - 0.00100 英寸的股。

20、如权利要求 19 所述的装置，其特征在于，所述股在所述一级螺旋圈上彼此间隔 1 - 3 毫米。

21、一种用于堵塞流过体内管路的流体的栓塞套件；所述套件包括：

导管；

具有近端和远端的微管，所述微管被构造成穿过所述导管定位在体内管路中，所述微管在所述近端附近具有轴套；以及

封堵器，包括：

螺旋圈，所述螺旋圈具有 5-60 克的初始张力，从而使所述螺旋圈

在配置时容易折叠；以及

附连到所述螺旋圈上并从其中伸展的纤维。

22、如权利要求 21 所述的栓塞套件，其特征在于，所述导管在 4-French 至 8-French 之间。

23、如权利要求 21 所述的栓塞套件，其特征在于，还包括用于使所述封堵器行进的按压线。

24、一种用于堵塞流过体内管路的流体的栓塞套件，所述套件包括：

具有近端和远端并限定出腔室的微管；以及

封堵器，包括：

螺旋圈，所述螺旋圈具有 5-60 克的初始张力，从而使所述螺旋圈在配置时容易折叠；以及

附连到所述螺旋圈上并从其中伸展的纤维。

用于堵塞流过体内管路的流体的封堵器

技术领域

本发明涉及医疗器械。更具体地说，本发明涉及堵塞流过体内管路的流体的封堵器和方法。

背景技术

可按压的纤维化螺旋圈已经用作治疗多种动静脉畸形（AVM）和静脉曲张以及体内许多其它动静脉异常的一级封堵器。封堵器还用来修复动脉与静脉之间的短路、避免或减少血液流向肿瘤、制止由于创伤造成的出血、以及稳定动脉瘤以免破裂。可按压的纤维化螺旋圈可构造成具有不同直径的各种尺寸，并且可以用几种不同材料（包括不锈钢和铂）制成。

虽然目前可按压的纤维化螺旋圈是合适的，但是为了更有效地堵塞流过体内管腔的流体，可对这些螺旋圈进行改进。用于堵塞流过动脉或静脉的血液的许多医疗处置都需要许多螺旋圈，因为一个或两个螺旋圈不足以有效地堵塞流过动脉或静脉腔的血液。在许多目前的处置中，许多螺旋圈可以填塞在彼此之内，以便对流过体内管路的流体产生有效的截面堵塞。在一些情况中，这些处置涉及到花费不合需要的额外时间和成本。

许多可按压的纤维化螺旋圈被设计成具有高张力或硬度（例如在约 60 - 100 克之间），以便将纤维股楔进或附连到螺旋圈上。在将螺旋圈配置到体内管路中用于堵塞之后，这样的螺旋圈由于高张力，倾向于重新形成或重新改造成其螺旋形状。螺旋圈的螺旋形状造成流体可流过的不合需要的开放，借此需要将额外螺旋圈配置在体内管路中。

例如，已有技术图 1a-1d 示出了已有技术的螺旋圈。图 1a 表示出配置在体内管路 704 中、用于治疗多种 AVM 和静脉曲张以及其它动静脉异常的已有技术的螺旋圈 702。已有技术的螺旋圈 702 具有相当

高的初始张力（即大于 60 克），从而使螺旋圈 702 在管路 704 中重新形成其螺旋形状。如图 1b 所示，附连到螺旋圈 702 上的纤维股 706 围绕管路 704 的周边集中。管路 704 不是堵塞，而是仅仅经历较少的、血液仍可流过的管腔，因此需要进一步的栓塞治疗。结果，加入更多的封堵器，直到填充或堵塞管腔为止。

已有技术图 1c 是动脉相的肺血管造影片 710，已有技术图 1d 是静脉相的肺血管造影片 720，每个图都表示出肺 AVM 的初始栓塞治疗处置后肺脉管系统 716 中的常规螺旋圈 712 和 714。常规螺旋圈 712 和 714 用不锈钢制成并具有相当高的初始张力。如图所示，常规螺旋圈 712 和 714 在初始处置之后已经重新形成和重新开放到其螺旋形状，从而允许血液流过血管内的螺旋圈。在此实例中，进一步的栓塞治疗是可取的，以便封闭管路。

由于可按压纤维化螺旋圈的长度较短，因此医生难以准确地将螺旋圈配置在体内管路中的所需部位。可按压纤维化螺旋圈的长度较短（例如 2-4 厘米）。在配置过程中，螺旋圈接触待堵塞的体内管壁。在与管壁接触之后，螺旋圈一般从体内管路中的导管中充分配置，借此避免医生调整螺旋圈的部位。

此外，由于可按压纤维化螺旋圈的长度较短，因此目前的螺旋圈难以穿过导管行进。可按压纤维化螺旋圈具有沿螺旋圈长度填塞的纤维。由于其长度较短，因此纤维在螺旋圈装载到导管内时彼此折叠或弯曲。结果，螺旋圈具有将穿过导管行进的加大直径，借此给医生造成不合需要的阻力。

发明内容

本发明提供了一种堵塞流过体内管腔的流体的改进封堵器和改进方法。该封堵器包括被设计具有初始张力的螺旋圈部件。在一个实施例中，螺旋圈部件是伸展或伸长弹簧。螺旋圈的低初始张力使螺旋圈部件在从导管配置的过程中容易横贯管腔折叠。在一个实施例中，初始张力被定义为使 4 厘米长的螺旋圈开始伸长所需的力量或使螺旋圈

开始以约 1.25-15 克/厘米的比例伸长所需的力量。封堵器被设计成在配置之后趋向抵抗重新形成为其原始螺旋形状。当封堵器置于体内管腔中时，其具有提高效率，借此使得在栓塞治疗过程中使用许多螺旋圈的需要最小或消除。

此外，封堵器具有诸如约 3-20 厘米 (cm)、优选约 14 (cm) 的伸展长度，从而使医生在配置封堵器时准确度提高。由于封堵器的伸展长度，纤维可沿其附连，从而避免封堵器在装载到导管中时直径伸长。由于封堵器的伸展长度，纤维能够彼此间隔开并利用螺旋圈部件的初始张力保持在螺旋圈部件的环之间。纤维包括由合成聚合物例如聚酯纺织纤维构成的股。在一个实施例中，这些股通过沿螺旋圈部件的伸展长度的至少一个环彼此间隔开，从而避免在装载到导管的过程中股彼此折叠在其上时发生的直径增大的现象。由此，当从导管配置封堵器时可以避免不合需要的阻力。

在一个实施例中，封堵器包括螺旋圈，该螺旋圈具有约 5-60 克的初始张力，从而使螺旋圈在配置时容易折叠。螺旋圈还具有附连到其上并从其中伸展的纤维。

在另一个实施例中，封堵器包括在二级螺旋圈中形成的一级螺旋圈。一级螺旋圈具有每厘米约 1.25-15 克作用到二级螺旋圈上的初始张力的比例，从而使一级螺旋圈在配置时容易横贯体内管腔发生折叠。该装置还包括附连到一级螺旋圈上并从其中伸展的纤维。

本发明还提供了一种堵塞流过体内管腔的流体的方法。该方法包括：将封堵器的第一部分配置在体内管路中的所需堵塞点，并相对于体内的所需堵塞点确定第一部分的位置。该方法还包括，如果第一部分在体内所需的堵塞点，那么就折叠封堵器的剩余部分和第一部分，以便将环填塞在一起，从而堵塞管腔。

本发明还提供了另一种堵塞流过体内管腔的流体的方法。在一个实施例中，该方法包括：将封堵器的第一部分配置在体内管路中的所需堵塞点，并确定第一部分在体内所需堵塞点的位置。该方法还包括，如果第一部分在体内管路中的所需堵塞点，那么就配置封堵器的剩余

部分,以便将封堵器的环填塞在一起,从而堵塞螺旋圈的截面腔。

本发明还包括一种用于堵塞流过体内管路的流体的栓塞套件。该套件包括导管和具有近端和远端的微管。微管被构造成穿过导管定位在体内管路中。微管在近端附近具有轴套。套件还包括封堵器。该封堵器包括螺旋圈,此螺旋圈具有约 5-60 克的初始张力,从而使螺旋圈在配置时容易折叠。封堵器还包括附连到螺旋圈上并从其中伸展的纤维。

本发明提供了用于堵塞流过体内管腔的流体的体内管路栓塞套件的另一个实施例。在此实施例中,套件包括具有近端和远端并限定出腔室的微管。套件还包括封堵器,该封堵器包括附连到螺旋圈上的纤维。螺旋圈具有约 5-60 克的初始张力,从而使螺旋圈在配置时容易折叠。纤维从螺旋圈上伸展。

通过结合附图思考下面的描述和所附的权利要求书,本发明的进一步目的、特征和优点将变得清晰易懂。

附图说明

图 1a 是配置在体内管路中的已有技术的螺旋圈的侧视图;

图 1b 是沿图 1a 中的线 1b-1b 所作的已有技术的螺旋圈的截面图;

图 1c 是表示出动脉相肺脉管系统中的已有技术螺旋圈的肺血管造影片;

图 1d 是表示出静脉相肺脉管系统中的已有技术螺旋圈的肺血管造影片;

图 2a 是按照本发明一个实施例的封堵器的侧视图;

图 2b 是沿线 2-2 所作的图 2a 的封堵器的截面图;

图 3a 是图 2a 中的一级螺旋圈的侧视图,表示出非卷绕长度的封堵器;

图 3b 是沿线 3b-3b 所作的图 3a 中的一级螺旋圈的截面图;

图 4a 是沿线 4a-4a 所作的图 2a 的封堵器的截面图;

图 4b 是图 2a 的区域 4b 中的封堵器的放大视图;

图 5a 是用于本发明封堵器的一个实施例的栓塞套件的分解图；

图 5b 是栓塞套件的侧视图；

图 6a 是填塞状态的封堵器的侧视图；

图 6b 是配置在体内管路中的填塞封堵器的侧截面环境视图；

图 6c 是图 6a 中的封堵器的截面图；

图 7a 是需要栓塞治疗的动脉相肾动静脉畸形（AVM）的肾血管造影片；

图 7b 是需要栓塞治疗的静脉相肾 AVM 的肾血管造影片；

图 7c 是用封堵器进行栓塞治疗后的肾 AVM 的肾血管造影片；

图 7d 是表示出图 7c 中的封堵器和常规封堵器的肾血管造影片；

图 8 是用于体内管路的经管栓塞的按压方法的流程图；

图 9 是用于体内管路的经管栓塞的喷射方法的流程图；

图 10a-10c 是用于图 8 和 9 所示植入方法的栓塞套件的一个实施例的侧视图；

图 11 是封堵器的另一个实施例。

具体实施方式

下面是本发明目前优选实施例的详细描述。该描述无意用任何方式限定本发明，但却使本领域的技术人员能够制造和使用本发明。

本发明通常提供了一种用于经管栓塞的封堵器。该封堵器优选地用来堵塞流过体内管腔的流体，例如用于堵塞动静脉畸形（AVM）。该封堵器包括具有相当低的初始张力的一级螺旋圈。一级螺旋圈形成螺旋形状，从而限定出二级螺旋圈。封堵器可以用任何适宜材料制成，并且优选用铂（其具有辐射不透过性）制成。

一级螺旋圈的初始张力使得封堵器在从导管配置时能够折叠。封堵器优选包括楔进或附连到一级螺旋圈的环之间并从其中伸展的纤维。当封堵器配置在体内管腔中时，纤维有助于堵塞流过体内管腔的流体。

封堵器还可用于治疗肾 AVM、肺 AVM、血管瘤、低流瘘、创伤

相关的出血以及内脏脉管系统缺陷，包括静脉曲张、动脉瘤和选择性毛细血管扩张。例如，内脏脉管系统缺陷的治疗可包括（但不限于）对胃十二指肠出血、肝动脉瘤、腹动脉瘤、内髂动脉瘤和内精囊静脉曲张的栓塞治疗。

图 2a 表示出按照本发明一个实施例、用于堵塞流过体内管腔的流体的封堵器 10。如图 2a-3b 所示，封堵器 10 包括在二级螺旋圈 12 中形成的一级螺旋圈 11。优选地，一级螺旋圈 11 的形成限定出一级主体 13。如图 1 和 2 所示，一级主体 13 优选用卷绕机形成螺旋形状，从而限定出二级螺旋圈 12。二级螺旋圈 12 包括二级主体 14 的一系列环 20，其具有第一端 16 和第二端 18。该系列环 20 限定出沿螺旋圈 12 轴向形成的截面腔。优选地，封堵器 10 还包括附连到螺旋圈 12 的环 20 上的纤维 24。

优选地，一级螺旋圈 11 包括铂或具有每平方英寸约 50,000-350,000 磅的抗张强度的任何其它适宜金属、组合物或合金。已经确定，上述的抗张强度范围使得螺旋圈具有柔性、延展性并且能够折叠。

螺旋圈 11 具有约 5-60 克重量、优选约 10-30 克重量的初始张力。初始张力可定义为，使 4 厘米长的螺旋圈开始伸长所需的力量。初始张力还可定义为，使螺旋圈开始以约 1.25-15 克/厘米、优选约 2.5-7.5 克/厘米的比例伸长所需的力量。并不是为了限定本发明，据信，螺旋圈的初始张力使得封堵器具有在从导管配置后能够横贯体内管腔的直径发生折叠的能力。

螺旋圈 11 可以用本领域内公知的任何装置来制造。例如，螺旋圈可以用任何商业旋绕机例如滚筒偏转装置、筒式卷绕装置或任何其它适宜装置来制造。

在此实施例中，螺旋圈 11 具有约 3-20 厘米的长度。如图 4a 所示，螺旋圈 12 可具有约 3-15 毫米的外径。一级螺旋圈 11 可具有约 0.010-0.035 英寸的外径。封堵器可穿过其中行进的导管内径在约 0.014-0.027 英寸的范围内。

图 2 和 4b 表示出螺旋圈 12 的螺旋主体 14，其具有一系列轴向间

隔一预定距离的连接环 20。在此实施例中，预定距离高达 4 毫米的卷曲空间(curl space)。卷曲空间被定义为螺旋圈 12 的两个环 20 之间的距离。

如图 2 和 3 所示，封堵器 10 还包括楔进或附连到螺旋圈 11 上并从其中伸展的纤维 24。纤维 24 彼此间隔开，并利用螺旋圈 11 的初始张力保持在螺旋圈 11 的环之间。优选地，纤维 24 包括由合成聚合物例如聚酯纺织纤维（诸如 DACRON™）构成的股 28。如所需的那样，这些股可以楔在交替环之间、交替的两个环之间、或任何所需的结构中。沿螺旋圈 11 的伸展长度例如 14 厘米彼此间隔保持的股 28，在螺旋圈装载到导管中时避免了纤维在彼此之上折叠或弯曲时造成的直径增大的现象。结果，在螺旋圈 12 穿过导管行进时避免了不合需要的阻力。

优选地，股 28 具有约 3-8 毫米、从螺旋圈 11 伸展的长度。在应用中，股可以如所需的那样在约 5-6 毫米之间。在此实施例中，纤维 24 彼此间隔约 1-3 毫米。优选地，股 28 具有约 0.00050-0.00100 英寸的外径。

在封堵器 10 的配置过程中，螺旋圈 11 的低初始张力使得螺旋圈能够横贯待堵塞的体内管腔发生折叠。

当装置 10 从导管中配置时，一级螺旋圈的低初始张力使得一级螺旋圈能够横贯体内管腔发生折叠，以便进行截面堵塞。在此实施例中，当一级螺旋圈与股 28 折叠时，封堵器 10 在“填塞”或“嵌套”状态中长度为一级螺旋圈 11 原始长度的约 5% 或更长。当填塞时，封堵器 10 提供有效堵塞流过体内管腔的流体的相当紧密嵌套的致密物体。

图 6a 表示出填塞状态的封堵器 210，其中一级螺旋圈和上述股横贯二级螺旋圈的直径发生折叠。如图所示，一级螺旋圈和上述股彼此填塞，以便堵塞流过体内管腔的流体。

图 6b 和 6c 表示出封堵器 210 的环境视图，其中附连的股 228 配置在体内管路 232 内，以便堵塞流过管路的血液。螺旋圈 230 的相当低初始张力使得螺旋圈来回折叠并在填塞状态横贯管路 232 的腔室。

在填塞状态,螺旋圈 230 的折叠用来填充或堵塞具有栓塞物的管路 232 的截面区域。螺旋圈 230 的相当低的初始张力使得螺旋圈维持其填塞结构,从而避免重新形成为其螺旋形状。

图 5a 和 5b 表示出按照本发明的一个实施例执行封堵器的体内管路栓塞套件 110。如图所示,套件 110 包括微管 114,此微管限定出导管腔室,并优选用柔软、柔韧的材料例如硅树脂或任何其它适宜材料制成。通常,微管 114 具有近端 122、远端 124 和用于接收贯穿其行进的塑料适配器或轴套 116。在此实施例中,微管的内径在 0.014–0.027 英寸的范围内。套件 110 还包括在导管 118 插入体内管路的过程中为导管 118 提供路径的导线 120。导线的尺寸是基于导管的内径。

在此实施例中,套件 110 还包括用于将微管 114 经皮引入体内管路的聚四氟乙烯 (PTFE) 导管或护套 118。当然,可以使用任何其它适宜材料,而不会落在本发明的范围和精髓之外。导管 118 可具有约 4-French 至 8-French 的尺寸,并且允许微管 114 贯穿其插到体内管路中的所需部位。导管 118 接收微管 114,并使微管 114 稳定地保持在体内管路的所需部位。例如,导管 118 可以静止保持在通用的内脏动脉内例如通用的肝动脉内,并且在微管穿过导管行进到连接动脉例如左或右肝动脉中的堵塞点时,增大微管 114 的稳定性。

当微管 114 的远端 124 在体内管路中的堵塞点时,封堵器就装载到微管 114 的近端 122,并穿过微管行进,以便穿过远端 124 配置。在此实施例中,按线 126 用来使封堵器穿过微管 114 机械行进或按压。所用的按线的尺寸取决于微管的直径。

应该理解,上述的体内管路栓塞套件 110 仅仅是可用来将封堵器配置在体内管路中的一个套件的实例。当然,其它套件、组件和系统也可用来配置封堵器的任何实施例,而不会落在本发明的精髓和范围之外。

图 7a 是动脉相肾 AVM 的肾血管造影片 310,图 7b 是静脉相肾 AVM 的肾血管造影片 312。如图所示,肾 AVM 是需要栓塞治疗的扩大的曲折管路的异常。图 7c 是肾血管造影片 314,该造影片表示出用

封堵器 320 的一个实施例和常规栓塞螺旋圈 318 成功地堵塞肾 AVM，从而生成肾脉管系统的正常外形。图 7d 是肾血管造影片 316，该造影片表示出常规的栓塞螺旋圈 318 与本发明的封堵器 320 的一个实施例之间的距离。

按照本发明利用按压栓塞法或喷射栓塞法，可以将封堵器配置在体内管路中。图 8 表示出利用封堵器的一个实施例、经管栓塞的按压栓塞法 410。正如在栓塞治疗中一般实施的，将导引器或导管经皮引入到病人的体内管路中，并使微管穿过导管定位在体内管路中的所需堵塞点。

封堵器，在套筒内伸长到其整个长度，被装载到微管近端的轴套内。在步骤 412，按照这种配置封堵器的方法，装置由按压线来推动行进。

在步骤 414，封堵器的第一部分，例如二级螺旋圈的第一环，配置到体内管路中的所需堵塞点，而封堵器的剩余部分保持在微管内。螺旋圈的第一部分可以在螺旋圈长度的 5% - 15% 之间。在步骤 416，第一部分在体内管路中相对于体内管路的部位可以用任何适宜的方式（例如荧光透视法）来确定。如果第一部分在体内管路中的所需堵塞点，那么在步骤 418，第一部分就横贯体内管腔发生折叠，并且螺旋圈的剩余部分与第一部分折叠在一起，从而填塞螺旋圈并堵塞体内管路。图 10a 表示出填塞在体内管路中的封堵器 10 的第一部分。

优选地，通过使微管的远端逆着第一部分移动以便使第一部分横贯体内管腔发生折叠，而使第一部分折叠。通过使导管相对于体内管路往复地前后移动，而使剩余部分折叠在第一部分上，因为剩余部分是从微管配置的。当配置一段长度的剩余部分时，微管的远端就移动回来。微管然后逆着这段长度的剩余部分向前移动，借此使这段长度的剩余部分折叠在所需的堵塞点。微管前后移动，直到剩余部分与第一部分折叠并且封堵器处于填塞状态为止。图 10b 和 10c 表示出前后移动的微管 114，用于配置封堵器 10 的剩余部分，以便填塞螺旋圈，堵塞体内管路。

然而，如果在步骤 416 确定，封堵器的第一部分不在所需的堵塞点，那么微管的位置就相对于体内管路前后移动，以便使第一部分位于所需的堵塞点。

图 9 表示出利用本发明的封堵器的一个实施例经管栓塞的喷射栓塞法 510。正如在栓塞治疗中一般实施的，将导管经皮引入到体内管路中，如以上在按压栓塞法中所描述的。一旦微管穿过导管并且封堵器装载到微管的轴套中，封堵器就利用路厄氏锁注射器和盐溶液在步骤 512 穿过微管行进。在步骤 514，封堵器的第一部分，例如二级螺旋圈的第一环，配置到体内管路中的所需堵塞点，而封堵器的剩余部分保持在微管内。螺旋圈的第一部分可以在螺旋圈长度的约 5% - 15% 之间。

在步骤 516，第一部分在体内管路中相对于体内管路的部位可以用任何适宜的方式（例如荧光透视法）来确定。如果螺旋圈的第一部分在体内管路中的所需堵塞点，那么剩余部分就与带有盐溶液的第一部分折叠在一起。由此，封堵器横贯体内管腔填塞，以便堵塞体内管路。图 10a 表示出填塞在体内管路中的封堵器 10 的第一部分。

优选地，通过使微管的远端相对于体内管路往复地前后移动，而使第一部分和剩余部分折叠（如上所述）。图 10b 和 10c 表示出前后移动的微管 114，用于配置封堵器 10 的剩余部分，以便填塞螺旋圈，堵塞体内管路。

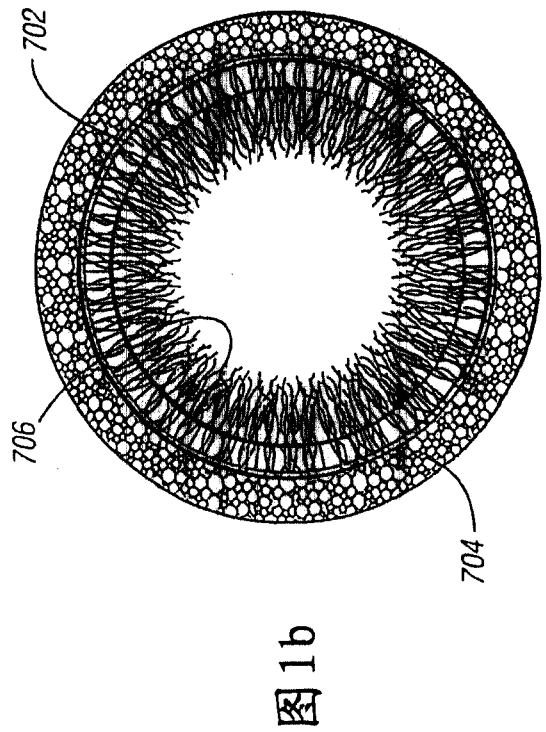
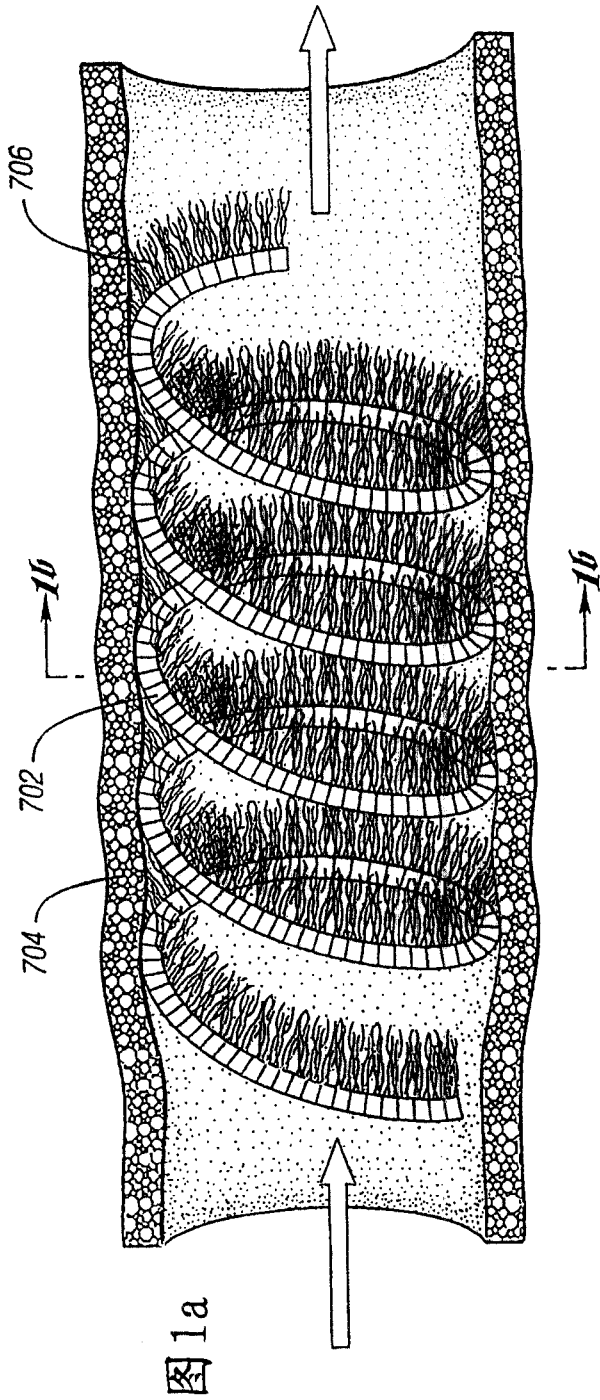
然而，如果在步骤 516 确定，第一部分不在所需的堵塞点，那么微管的位置就相对于体内管路前后移动，以便使第一环位于所需的堵塞点。

图 11 表示出按照本发明的另一个实施例、用于堵塞流过体内管路的流体的封堵器 610。如图所示，封堵器 610 包括与上述的封堵器 10 相似的部件。例如，封堵器 610 包括与图 1 中的封堵器 10 的二级螺旋圈 12、二级主体 14、第一端 16、第二端 18 和环 20 相似的二级螺旋圈 612、二级主体 614、第一端 616、第二端 618 和环 620。

在此实施例中，一级螺旋圈 611 具有约 10 - 30 克重量的初始张力。

螺旋圈 611 还包括约 3 - 7 厘米的长度和约 0.010 - 0.020 英寸的外径。在此实施例中，封堵器可以穿过其中行进的微管内径在约 0.014-0.020 英寸之间。

虽然已经就优选实施例描述了本发明，但是应该理解，本发明并不限于此，因为本领域的技术人员可以做出修改，特别是根据上述教导。



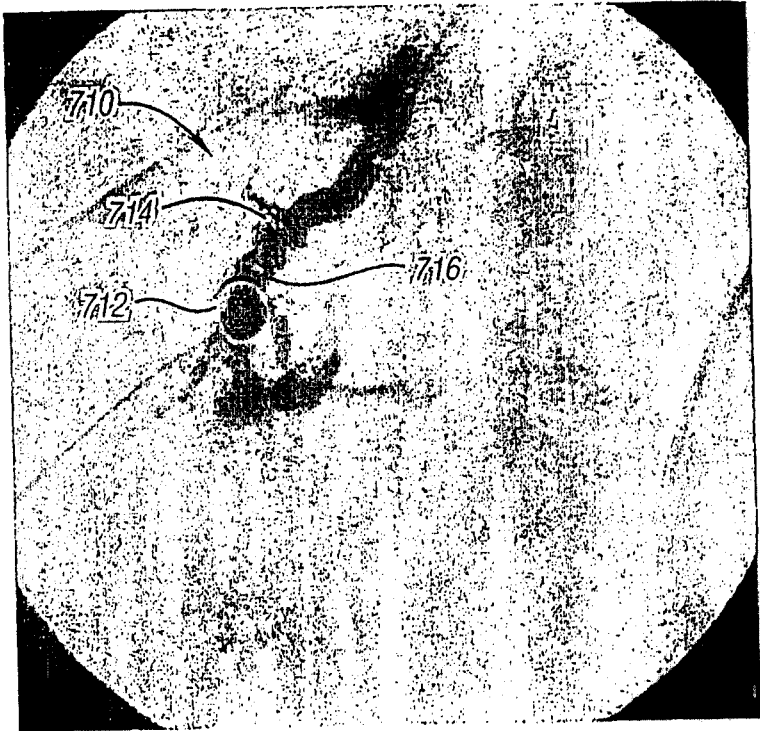


图 1c

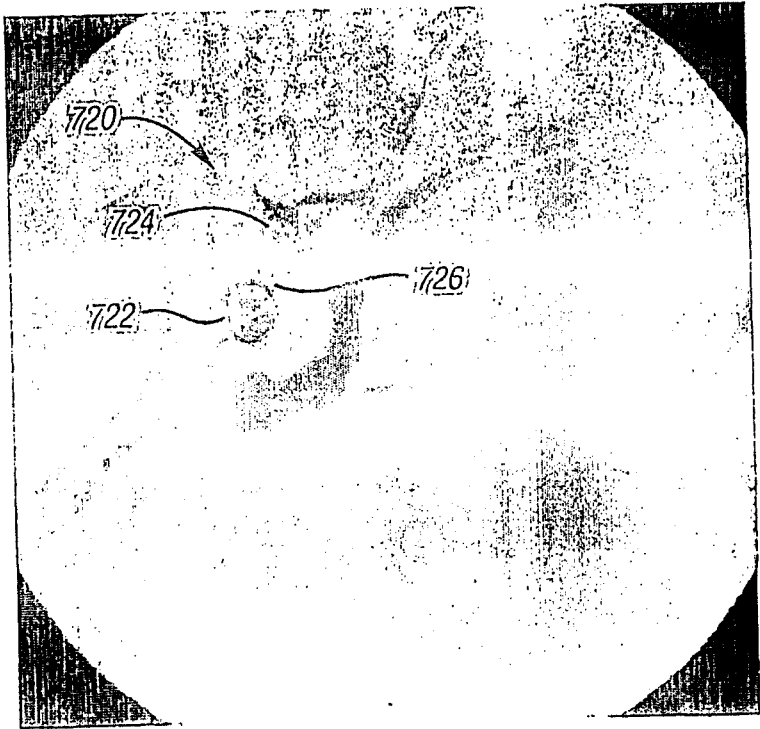


图 1d

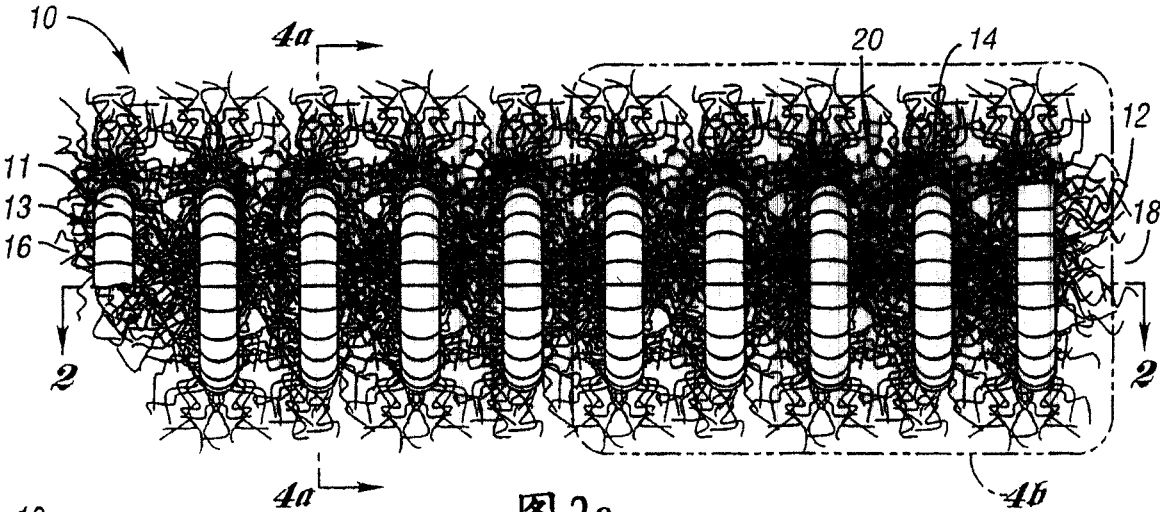


图 2a

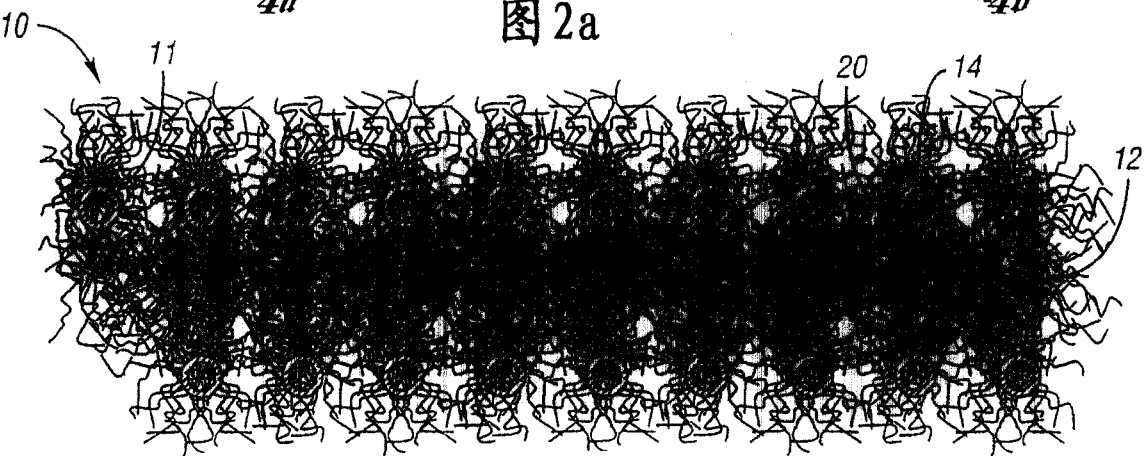


图 2b

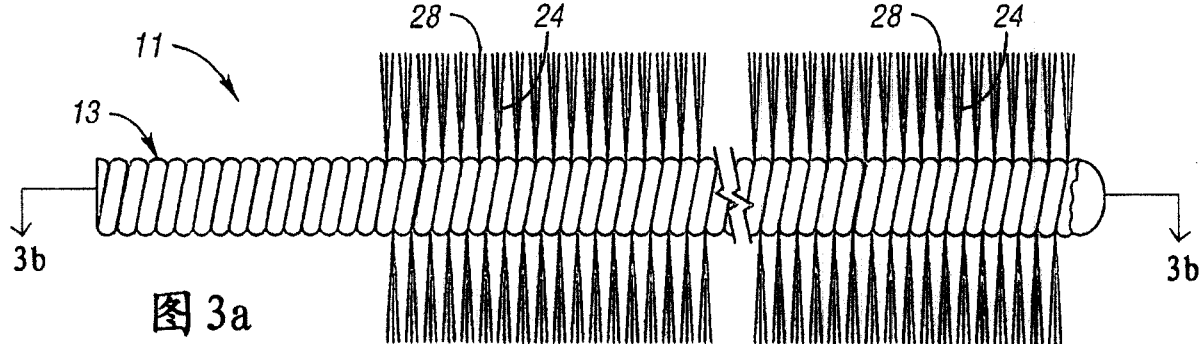


图 3a

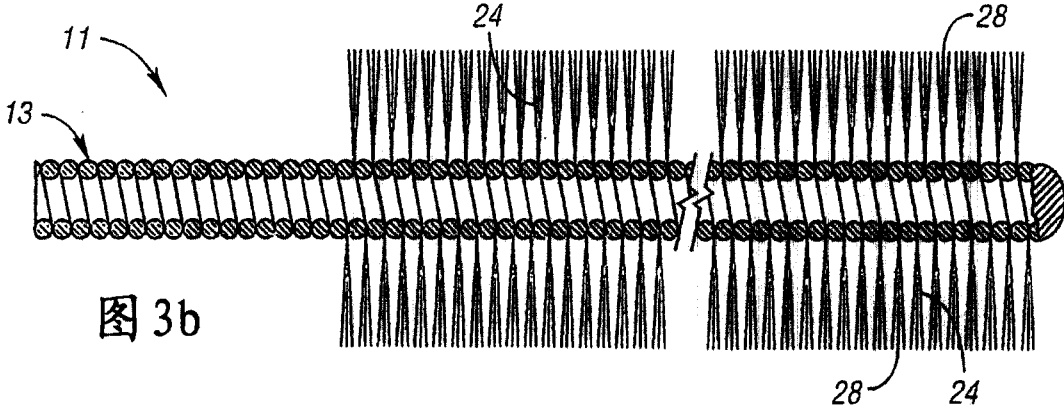
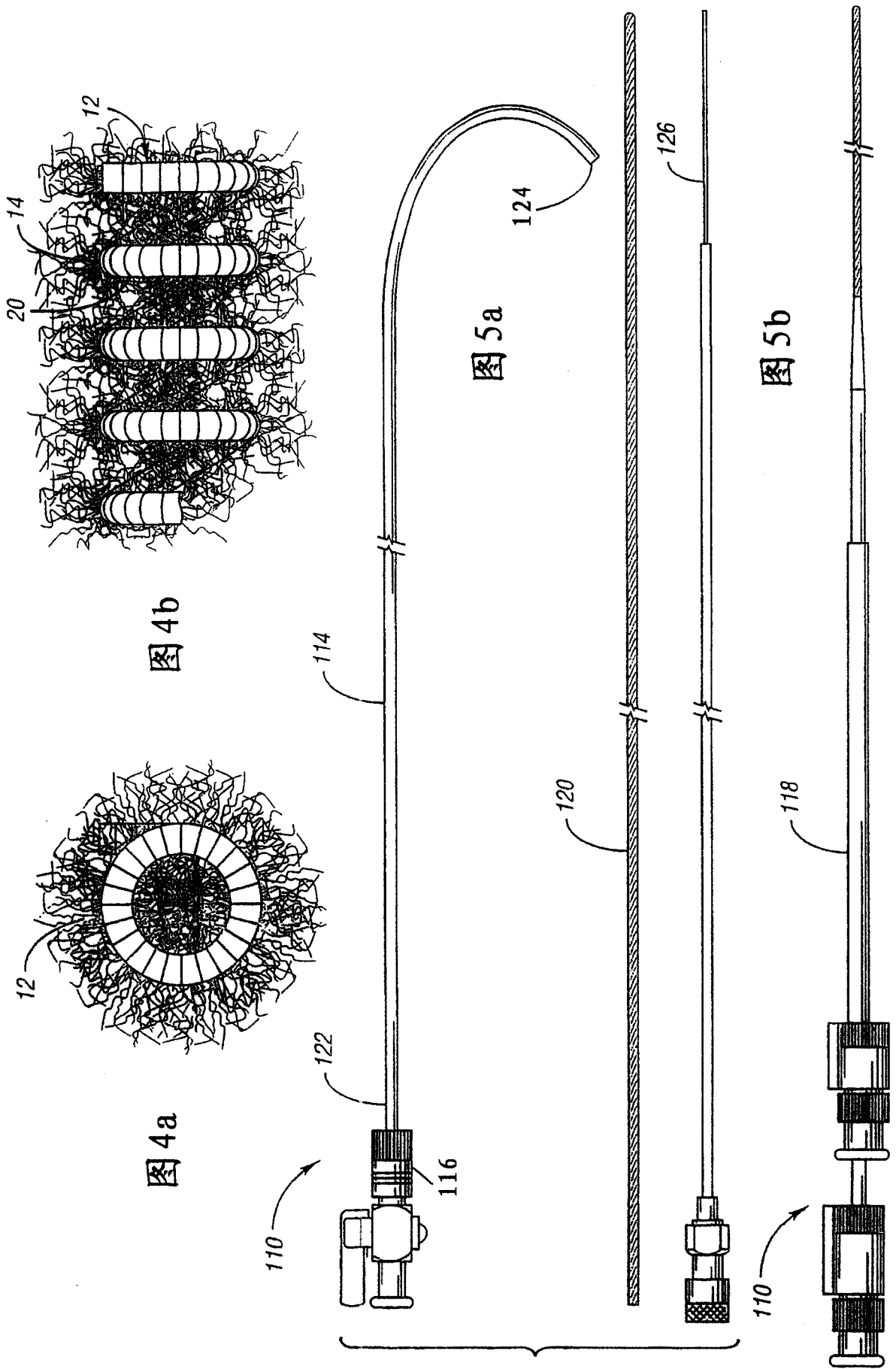


图 3b



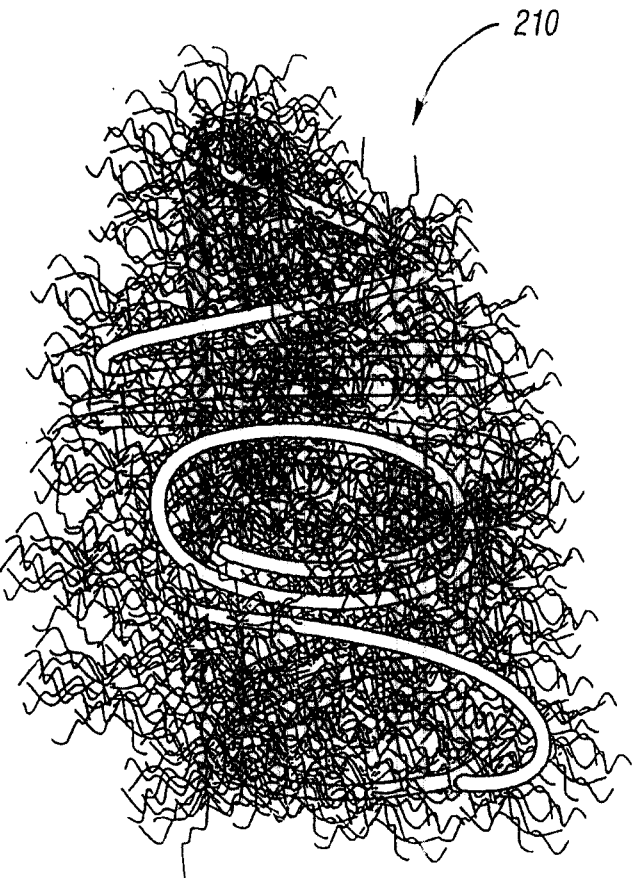


图 6a

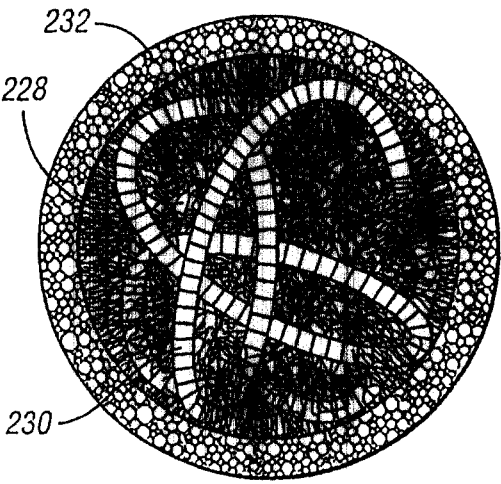


图 6c

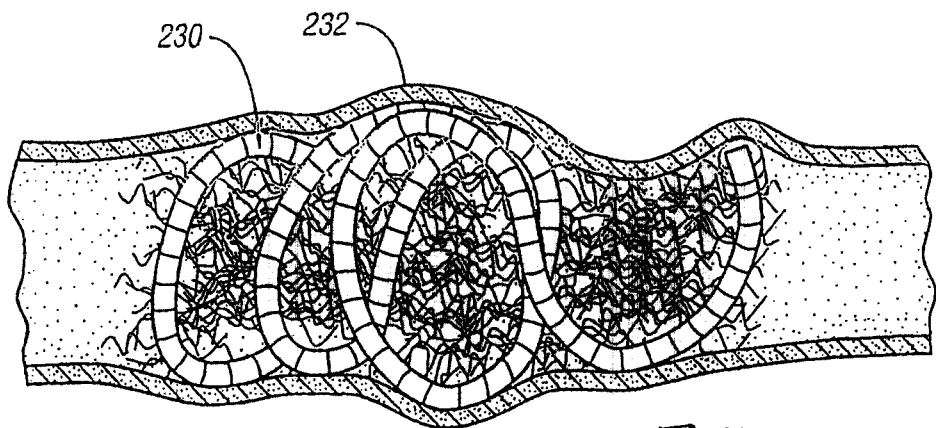


图 6b

312

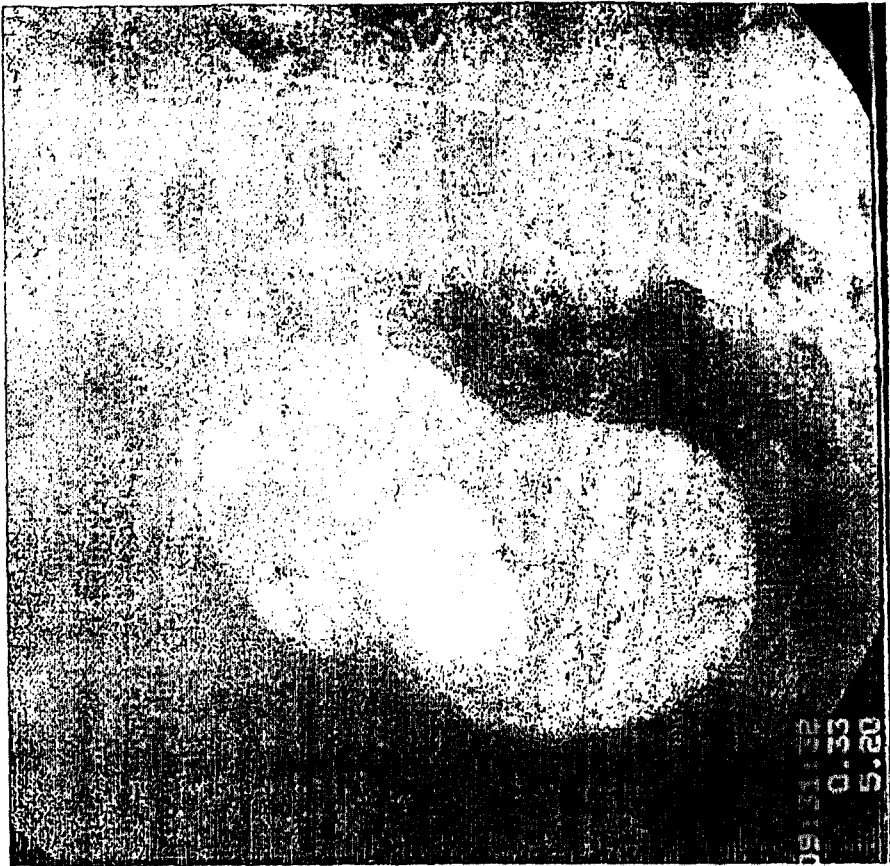


图 7b

310

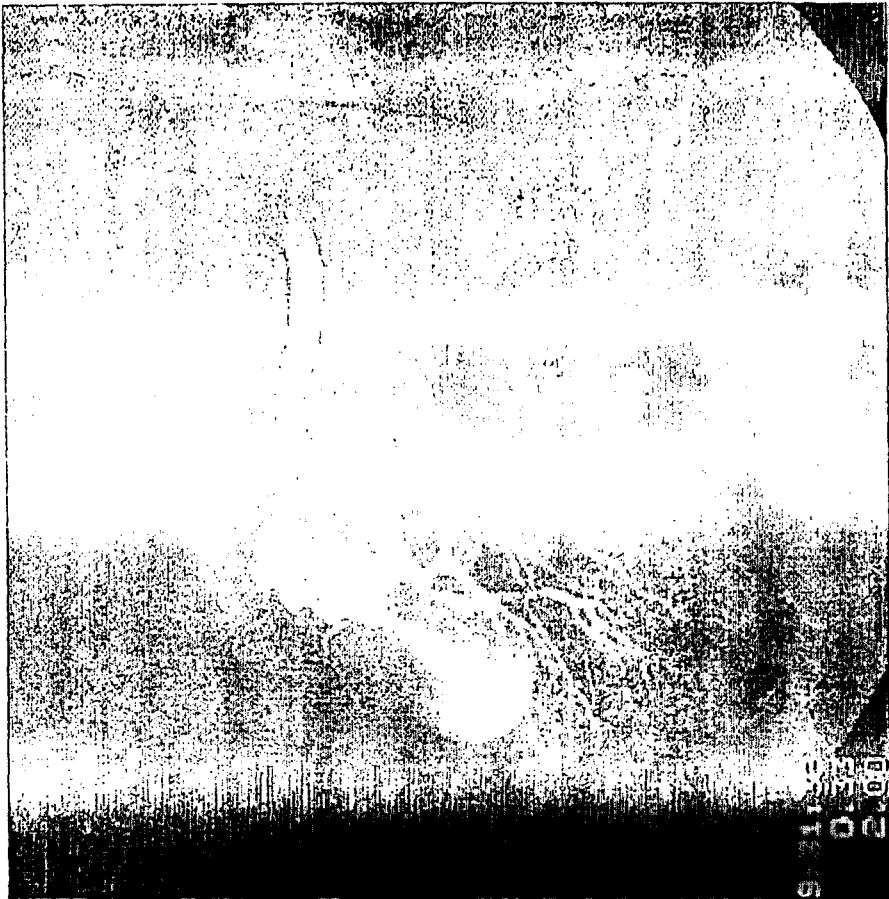


图 7a

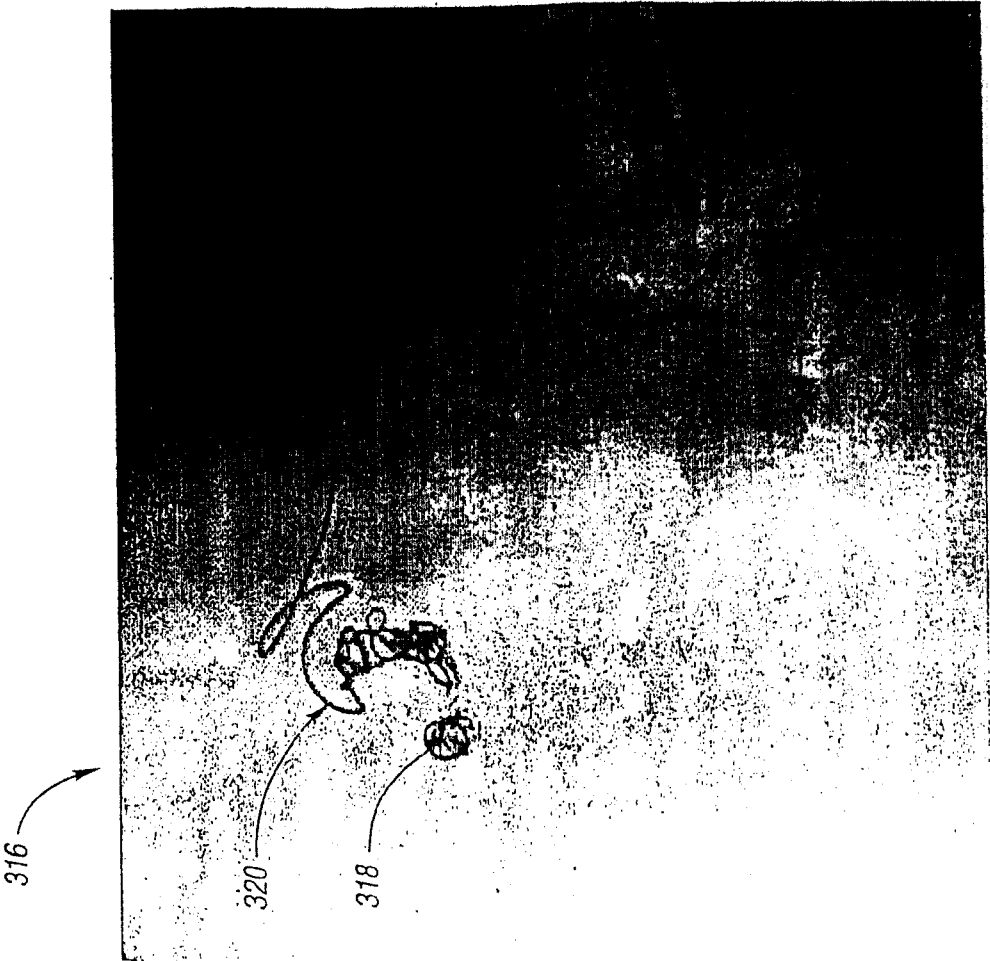


图 7d

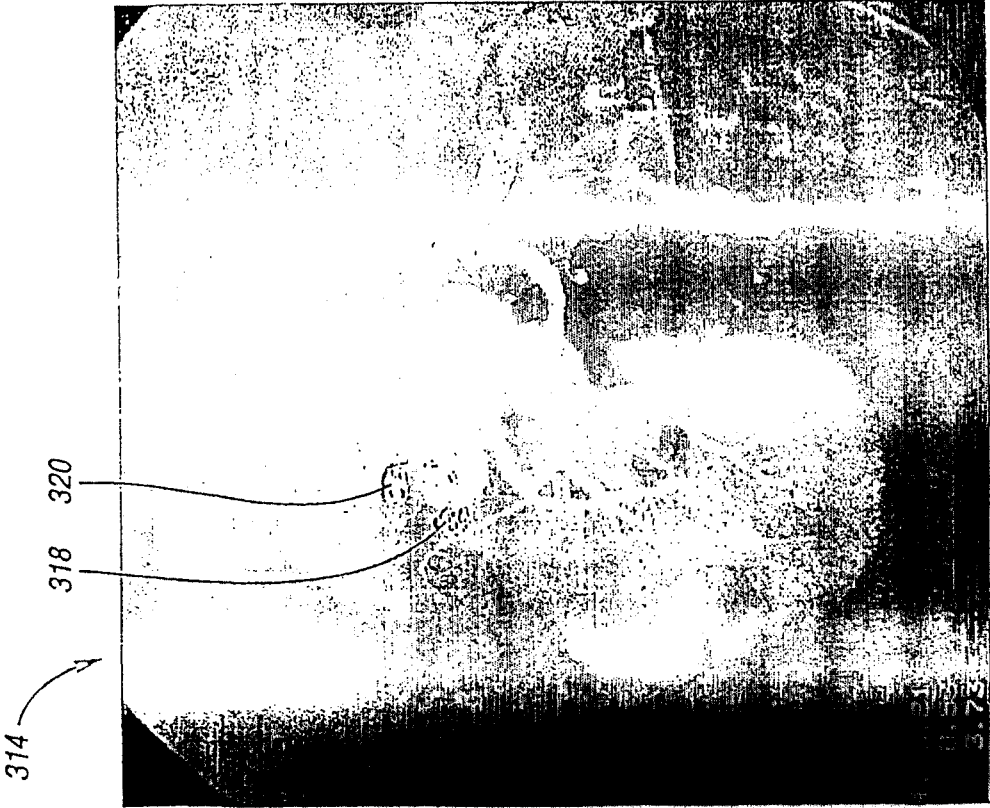


图 7c

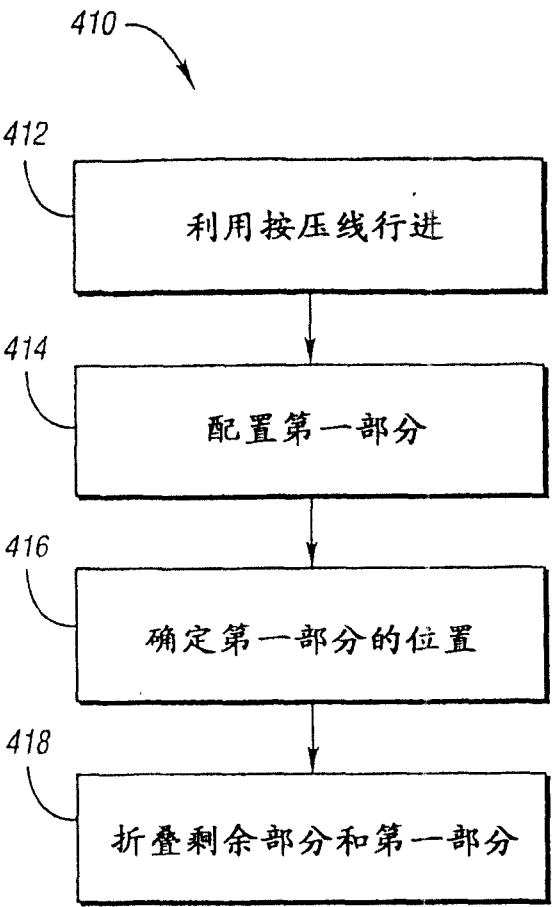


图8

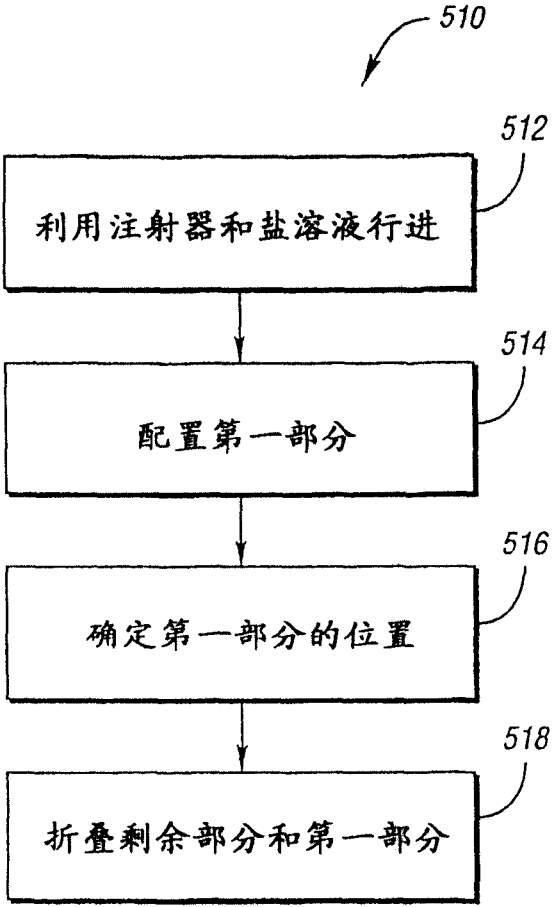


图9

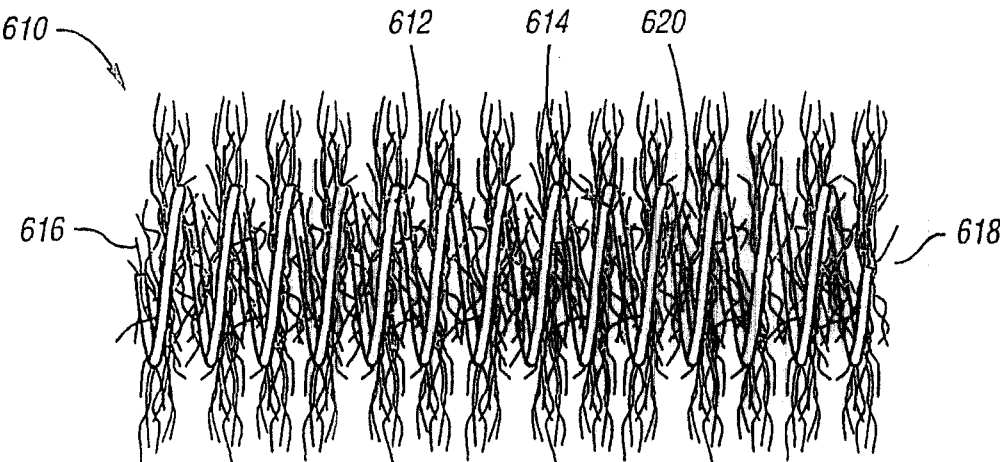


图11

