(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 104168843 B
(45)授权公告日 2017.03.08

(21)申请号 201280064209.3

(22)申请日 2012.11.01

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104168843 A

(43)申请公布日 2014.11.26

(30)优先权数据
61/553,948 2011.11.01 US
61/661,799 2012.06.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.06.24

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2012/063074 2012.11.01

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/067188 EN 2013.05.10

(73)专利权人 科赫里克斯医疗股份有限公司
地址 美国犹他

(72)发明人 S·D·迈尔斯 C·C·戴维斯
D·R·埃德米斯顿 R·J·林德
J·A·马丁

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 傅永霄

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

审查员 魏春晓

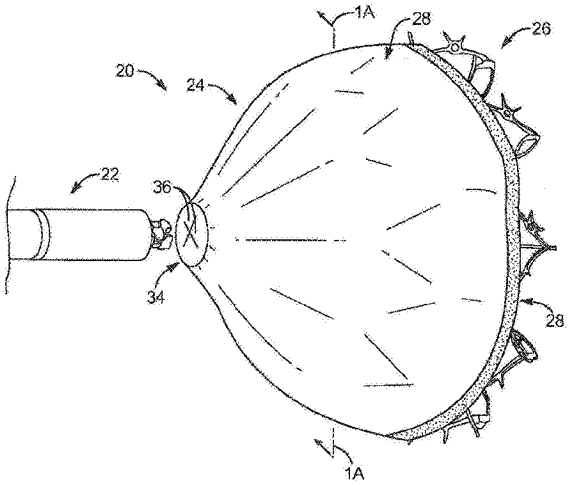
权利要求书2页 说明书14页 附图13页

(54)发明名称

用于修正左心耳的医疗装置以及相关的系统和方法

(57)摘要

用于封堵身体的组织内的开口的装置、方法和系统，所述开口例如是左心耳。在一个实施例中，医疗装置包括封堵器部分和锚定器部分，锚定器部分可铰接地联接到封堵器部分。借助该布置，在封堵器部分处于封堵器部署位置中的同时，锚定器部分相对于封堵器部分在锚定器部署位置和锚定器非部署位置之间致动和枢转。



CN 104168843 B

1.一种用于修正心脏的左心耳(“LAA”)的医疗装置系统,所述医疗装置系统包括:

鞘套,所述鞘套具有一长度并且限定鞘套管腔,所述鞘套管腔延伸通过所述鞘套的长度;和

输送系统,所述输送系统包括:输送导管,所述输送导管在近侧端部和远侧端部之间延伸;把柄,所述把柄联接到所述输送导管的近侧端部;和医疗装置,所述医疗装置操作地联接到所述把柄并且联接到所述输送导管的远侧端部,所述医疗装置包括:

毂,所述毂具有限定轴线的膛孔;

封堵器部分,所述封堵器部分联接到所述毂,所述封堵器部分构造成在所述封堵器部分处于所述鞘套的远侧部分内的情况下运动到封堵器非部署位置,并且所述封堵器部分构造成在所述鞘套相对于所述封堵器部分向近侧运动时运动到封堵器部署位置;和

锚定器部分,所述锚定器部分在第一端部和第二端部之间延伸,所述第一端部构造成操作地联接到所述把柄,所述第二端部构造成联接到所述封堵器部分,其中,在所述封堵器部分处于所述封堵器部署位置中时,所述锚定器部分构造成相对于所述封堵器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间运动,

其中,所述锚定器部分的第二端部可枢转地联接到所述封堵器部分。

2.根据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述输送导管包括:

致动器轴,所述致动器轴构造成通过所述把柄的致动而被致动;和

多个指状物,所述多个指状物从所述输送导管的远侧端部向远侧地延伸,所述多个指状物延伸遍布所述致动器轴,使得所述多个指状物维持在被闩锁到所述毂的闩锁位置。

3.根据权利要求2所述的医疗装置系统,其中,所述医疗装置构造成在所述致动器轴向近侧运动到所述多个指状物的近侧位置时所述医疗装置从所述输送导管分开,以便使所述多个指状物塌陷到向内未闩锁的位置。

4.根据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述锚定器部分的第二端部借助铰链布置联接到所述封堵器部分,以便在所述锚定器部分在所述锚定器非部署位置和所述锚定器部署位置之间运动时使所述锚定器部分相对于所述封堵器部分枢转。

5.根据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述锚定器部分的第一端部能沿着所述毂的轴线运动以使所述锚定器部分在所述锚定器非部署位置和所述锚定器部署位置之间运动。

6.根据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述把柄包括柱塞轴,所述柱塞轴能在分别与所述锚定器非部署位置和所述锚定器部署位置相对应的第一位置和第二位置之间运动。

7.根据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述锚定器部分包括多个锚定器致动器臂,所述多个锚定器致动器臂中的每个都延伸到V型延伸部,所述V型延伸部包括钩部以接合LAA的组织。

8.据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述锚定器部分包括锚定器之字形部分,所述锚定器之字形部分铰接地联接到所述封堵器部分。

9.据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述封堵器部分包括封堵器之字形部分,并且所述锚定器部分包括锚定器之字形部分。

10.根据权利要求1所述的医疗装置系统,其中,所述封堵器部分包括组织生长构件,所

述组织生长构件延伸遍布所述封堵器部分的近侧面和延伸遍布所述锚定器部分的一部分。

11.根据权利要求1所述的医疗装置系统，其中，所述输送导管的远侧端部经螺纹地连接到所述医疗装置。

12.根据权利要求1所述的医疗装置系统，其中，所述鞘套包括在所述鞘套的远侧端部处的成像装置。

13.根据权利要求1所述的医疗装置系统，其中，所述锚定器部分包括从所述锚定器部分的锚定器框架分段延伸的尖齿。

14.根据权利要求1所述的医疗装置系统，还包括：

毂螺母的远侧端部处的花键套管，所述花键套管联接至所述锚定器部分的第一端部；

致动器轴，该致动器轴在所述把柄之间延伸并且借助于内部远侧连接器螺纹地联接至所述毂螺母，其中所述致动器轴的经由把柄的运动使所述毂螺母和所述花键套管直线地运动，以在所述锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间致动所述锚定器部分，以便使所述锚定器部分的第二端部绕所述锚定器部分与所述封堵器部分之间的联接部枢转。

15.根据权利要求1所述的医疗装置系统，其中，所述封堵器部分在近侧端部与远侧端部之间延伸，所述近侧端部联接至所述毂，并且所述远侧端部包括封堵器框架孔眼以枢转地联接至锚定器部分的第二端部，所述锚定器部分的第一端部能被致动以使所述锚定器部分向内枢转从而使所述锚定器部分运动到所述锚定器非部署位置，并且使所述锚定器部分向外枢转从而使所述锚定器部分运动到所述锚定器部署位置，以便使直接从所述锚定器部分延伸的尖齿接合LAA中的组织。

用于修正左心耳的医疗装置以及相关的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本申请要求享有2011年11月1日提交的美国临时专利申请No.61/553,948和2012年6月19日提交的美国临时专利申请No.61/661,799的优先权。这些申请中的每个的全部公开都通过参考包含于此。

技术领域

[0003] 本发明总体上涉及组织开口或心耳的封堵或修正，更具体地涉及用于封堵或另外结构上改变这种开口和包括例如左心耳的心耳的装置、系统和方法。

背景技术

[0004] 心脏的上房即心房具有附接到它们中的每一个上的心耳。例如，左心耳是所有人的心脏的部件。这种心耳的生理功能没有被完全理解，但是心耳在心脏的常规泵血期间确实作为填充储器。心耳典型地从心房突出并且覆盖心房的外部部分。心耳彼此基本不同。例如，一个心耳可以构造为锥形突起部，而另一个心耳可以构造为凹腔的、袜状孔。心耳的内表面通常与心肌组织的纤维有小梁，所述心肌组织的纤维以一个或多个叶横过心耳的表面。

[0005] 当在正常的心脏功能期间通过心耳泵送血液时，心耳表现为惰性的。换言之，在正常的血液功能期间，心耳没有表现出对通过心耳泵送的血液有明显影响。然而，在心房纤维性颤动的情况下，当心房进入心律失常时，血液可能在心耳的内部汇集且形成血栓。此外，当这发生在左心耳中时，会导致中风的风险，这是由于一旦在心律失常事件之后恢复正常的窦性节律就会将血栓泵出心脏并且血栓进入脑部循环。

[0006] 过去，心耳已经有时被手术修正以减小由心房纤维性颤动导致的风险。近年来，已经引入了可以经皮肤输送到左心耳内的装置。这些装置的基本功能是通过植入物排除心耳内的体积，该植入物随后能够使心耳内的血液安全地形成血栓并且随后逐渐地进入心脏组织内。该过程与在装置的表面上的内皮生长联合能够在心耳的位置留下光滑的、内皮化的表面。与外科手术相比，经皮植入的装置是用于解决与左心耳相关联的问题的更少侵入性的器件。

[0007] 然而，由于左心耳的脉口尺寸和体积的广泛可变性，目前的可植入装置通常包括不能满足这种可变性的结构，从而导致这些可植入装置是对于许多左心耳解剖结构不合适的装置。另外，这样的可植入装置在能够顺利部署它们的方向上基本受限制。由此，将有利的是提供一种经由皮肤的系统、方法和/或装置，其解决例如植入物方向的问题、左心房的尺寸和体积的可变性的问题、或者所有这些问题，以便提供左心耳修正的高成功率。还将期望的是提供这样一种装置、系统及方法，其能够相对于被修正的或被封堵的结构容易地定位和再定位装置，包括与装置的其它部件或特征独立地定位(或再定位)封堵器部分。

[0008] 当阅读以下阐释的各种实施例的说明时，多个特征和优点对于本领域的技术人员来说将是明显的。

发明内容

[0009] 本发明的实施例涉及封堵身体组织中的开口的各种装置、系统和方法。例如，在一个实施例中，提供一种用于修正心脏的左心耳(“LAA”)的医疗装置系统。该医疗装置系统包括鞘套和输送系统。鞘套具有一长度，并且限定鞘套管腔，所述鞘套管腔通过鞘套的长度延伸。输送系统包括：输送导管，所述输送导管在近侧端部和远侧端部之间延伸；把柄，所述把柄联接到输送导管的近侧端部；和医疗装置，所述医疗装置操作地联接到把柄和联接到输送导管的远侧端部。医疗装置包括：毂，所述毂具有限定轴线的膛孔；封堵器部分；和锚定器部分。封堵器部分联接到毂，并且封堵器部分构造成在封堵器部分处于鞘套的远侧部分内的情况下运动到封堵器非部署位置，并且封堵器部分构造成在鞘套相对于封堵器部分向近侧运动时运动到封堵器部署位置。锚定器部分在第一端部和第二端部之间延伸。第一端部构造成操作地联接到把柄，并且第二端部构造成联接到封堵器部分。借助该布置，在封堵器部分处于封堵器部署位置中时，锚定器部分构造成相对于封堵器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间运动。

[0010] 在一个实施例中，锚定器部分的第二端部借助铰链布置联接到封堵器部分，以便在锚定器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间运动时使锚定器部分相对于封堵器部分枢转。在另一个实施例中，锚定器部分的第二端部可枢转地联接到封堵器部分。在又一个实施例中，锚定器部分的第一端部可沿着毂的轴线运动以使锚定器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间运动。在另一个实施例中，把柄包括柱塞轴，所述柱塞轴可在分别与锚定器非部署位置和锚定器部署位置相对应的第一位置和第二位置之间运动。

[0011] 在另一个实施例中，锚定器部分包括多个锚定器致动器臂，所述多个锚定器致动器臂中的每个都延伸到V型延伸部，使得V型延伸部包括钩部以接合LAA的组织。在又一个实施例中，锚定器部分包括锚定器之字形部分，所述锚定器之字形部分可铰接地联接到封堵器部分。在又一个实施例中，封堵器部分包括封堵器之字形部分，并且锚定器部分包括锚定器之字形部分。在又一个实施例中，封堵器部分包括组织生长构件，所述组织生长构件延伸遍布封堵器部分的近侧面和延伸遍布锚定器部分的一部分。

[0012] 在又一个实施例中，输送导管的远侧端部可经螺纹地连接到医疗装置。在又一个实施例中，输送导管包括致动器轴和多个指状物。致动器轴构造成通过把柄的致动而被致动。另外，多个指状物从输送导管的远侧端部向远侧地延伸，以便使多个指状物延伸遍布致动器轴，使得多个指状物维持在被闩锁到毂的闩锁位置。此外，在又一个实施例中，医疗装置构造成在致动器轴向近侧运动到多个指状物的近侧位置时所述医疗装置从输送导管分开，以便使多个指状物塌陷到向内未闩锁的位置。在又一个实施例中，鞘套包括在鞘套的远侧端部处的成像装置。

[0013] 根据本发明的又一个实施例，提供一种用于修正心脏的LAA的医疗装置。医疗装置包括：限定轴线的毂；封堵器部分；和锚定器部分。封堵器部分联接到毂。另外，封堵器部分可相对于锚定器部分在封堵器非部署位置和封堵器部署位置之间独立地运动。锚定器部分可铰接地联接到封堵器部分，以便使锚定器部分在封堵器部分处于封堵器部署位置中时可相对于封堵器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间枢转。

[0014] 在一个实施例中，锚定器部分包括锚定器致动器臂，所述锚定器致动器臂具有可

沿着毂的轴线基本致动的部分以使锚定器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置之间运动。在另一个实施例中，锚定器部分包括多个锚定器致动器臂，所述多个锚定器致动器臂中的每个都延伸到V型延伸部，使得V型延伸部包括钩部以接合LAA的组织。在又一个实施例中，锚定器部分包括锚定器之字形部分，所述锚定器之字形部分可铰接地联接到封堵器部分。在又一个实施例中，封堵器部分包括封堵器之字形部分，并且锚定器部分包括锚定器之字形部分，并且封堵器之字形部分可铰接地联接到锚定器之字形部分。

[0015] 在又一个实施例中，封堵器部分包括组织生长构件，所述组织生长构件延伸遍布封堵器部分的近侧面和延伸遍布锚定器部分的一部分。在又一个实施例中，医疗装置还包括鞘套，所述鞘套构造成使封堵器部分在封堵器非部署构造和封堵器部署构造之间运动，鞘套包括在鞘套的远侧端部处的成像装置。

[0016] 根据本发明的又一个实施例，提供一种用于修正心脏的LAA的方法。该方法包括：通过定位在脉管系统中的鞘套使联接到输送导管的远侧端部的医疗装置前进到心脏的LAA中，医疗装置包括封堵器部分和锚定器部分，锚定器部分联接到封堵器部分；在锚定器部分维持在非部署位置的情况下将医疗装置的封堵器部分从鞘套部署在LAA中；以及，在部署医疗装置的封堵器部分的同时在非部署位置和部署位置之间致动医疗装置的锚定器部分。

[0017] 在又一个实施例中，致动锚定器部分的方法步骤包括：在锚定器部分和封堵器部分之间的铰接联接部处枢转锚定器部分。在又一个实施例中，致动锚定器部分的方法步骤包括：基本沿着医疗装置的轴线致动锚定器部分的致动器臂。在又一个实施例中，部署封堵器部分的方法步骤包括：从医疗装置的封堵器部分上手动地撤回鞘套。在又一个实施例中，该方法还包括：通过使致动器轴从医疗装置向近侧地运动而使从输送导管的远侧端部延伸的指状物从医疗装置的毂塌陷，将医疗装置与指状物脱离。在又一个实施例中，该方法还包括：从鞘套的远侧端部相对于LAA对医疗装置成像。

[0018] 根据本发明的又一个实施例，用于修正心脏的LAA的医疗装置包括封堵器框架和锚定器部分。封堵器框架包括近侧端部和远侧端部，近侧端部联接到毂。锚定器部分包括第一端部和第二端部。第二端部可铰接地联接到封堵器框架的远侧端部，并且第一端部联接到轴环装置。轴环装置可相对于毂的轴线共轴地运动以使锚定器部分在锚定器部署构造和锚定器非部署构造之间运动。

[0019] 在一个实施例中，锚定器部分包括之字形锚定器部分。在另一个实施例中，之字形锚定器部分包括从该之字形锚定器部分延伸的尖齿，尖齿构造成接合LAA内的组织。在又一个实施例中，锚定器部分包括环状延伸部。

[0020] 在又一个实施例中，封堵器框架包括之字形封堵器部分。在一个实施例中，之字形封堵器部分包括面支柱，所述面支柱从该之字形封堵器部分朝向毂向近侧地延伸。在另一个实施例中，医疗装置包括组织生长构件，所述组织生长构件附装到封堵器框架。在一个实施例中，组织生长构件向远侧延伸封堵器框架的远侧端部。

[0021] 在又一个实施例中，锚定器部分可铰接地联接到封堵器部分以帮助锚定器部分相对于封堵器部分在锚定器部署构造和锚定器非部署构造之间枢转。在又一个实施例中，锚定器部分包括第一铰链布置和第二铰链布置。在一个实施例中，锚定器部分包括在之字形锚定器部分的远侧的挠曲部分。

[0022] 在又一个实施例中，轴环装置是花键套管。在又一个实施例中，医疗装置还包括弹

簧，所述弹簧联接到毂的近侧端部并且构造成封闭限定在毂中的开口。这种弹簧可以包括三叶草状构造。在又一个实施例中，医疗装置还包括输送导管，所述输送导管构造成可去除地联接到毂。输送导管包括螺纹连接器和筒夹。螺纹连接器构造成拧到轴环装置。筒夹包括筒夹指，所述筒夹指从筒夹向远侧地延伸。筒夹指可与毂接合。螺纹连接器在从轴环装置拧下时可向近侧地运动通过筒夹，使得筒夹指塌陷而与毂脱离。

[0023] 如将从下面阐述的详细说明中显而易见的，这些各种实施例可以包括其它部件、特征或动作。另外地，下面在本发明的详细说明中阐述了其它实施例、构造和处理。

附图说明

[0024] 当阅读下面的详细说明并且参照附图时，本发明的前述和其它优点将变得显而易见，其中：

[0025] 图1是根据本发明的一个实施例的医疗装置和输送系统的远侧部分的透视图；

[0026] 图1A是根据本发明的另一个实施例的、沿着图1的剖面线1A得到的医疗装置的局部剖视图；

[0027] 图1B是根据本发明的又一个实施例的、从图1A的细节1B得到的封堵器部分的放大的剖视图；

[0028] 图2是根据本发明的又一个实施例的图1的医疗装置的透视图，其示出没有其组织生长构件的框架；

[0029] 图3是根据本发明的又一个实施例的图2的医疗装置的锚定器部分和封堵器部分的框架部件的顶视图，其示出在组装之前从平板激光切割的框架部件；

[0030] 图3A是根据本发明的又一个实施例的图3中所示的锚定器部分的局部放大图；

[0031] 图3B是根据本发明的又一个实施例的、在医疗装置的封堵器部分和锚定器部分之间的铰接联接部的放大图；

[0032] 图4是根据本发明的又一个实施例的医疗装置输送系统的透视图；

[0033] 图5是根据本发明的又一个实施例的输送导管的端部部分的侧视图；

[0034] 图5A是根据本发明的又一个实施例的、沿着图5的输送导管的纵向轴线得到的输送导管的端部部分的剖视图；

[0035] 图5B是根据本发明的又一个实施例的输送导管的端部部分的放大图；

[0036] 图6A至图6C分别是根据本发明的又一个实施例的加载器的透视图，其示出加载器被推动越过医疗装置的封堵器部分，医疗装置被插入鞘套中并且被推到鞘套的远侧端部；

[0037] 图7是根据本发明的又一个实施例的鞘套的远侧部分的侧视图，其示出在LAA中在鞘套的远侧端部处暴露的医疗装置的部分；

[0038] 图8是根据本发明的又一个实施例的医疗装置和输送系统的远侧部分的剖视侧视图，其示出鞘套被撤回以将医疗装置的封堵器部分部署在LAA中，并且示出处于锚定器非部署位置中的锚定器部分；

[0039] 图8A是根据本发明的又一个实施例的把柄的侧视图，其示出处于与锚定器非部署位置相对应的第一位置中的把柄；

[0040] 图9是根据本发明的又一个实施例的医疗装置和输送系统的远侧部分的剖视侧视图，其示出处于在LAA中在锚定器部署位置中的封堵器部分和锚定器部分二者；

[0041] 图9A是根据本发明的又一个实施例的把柄的侧视图，其示出处于与锚定器部署位置相对应的第二位置中的把柄；

[0042] 图10是根据本发明的又一个实施例的医疗装置和输送系统的远侧部分的剖视侧视图，其示出在LAA中在从医疗装置释放的过程中的输送系统；

[0043] 图10A是根据本发明的实施例的把柄的侧视图，其示出把柄的一部分转动以用于释放医疗装置；

[0044] 图10B是根据本发明的实施例的把柄的侧视图，其示出把柄的一部分从第二位置致动到第一位置；

[0045] 图11是根据本发明的又一个实施例的医疗装置和输送系统的远侧部分的剖视侧视图，其示出从医疗装置完全释放的输送导管；

[0046] 图12是根据本发明的又一个实施例的、联接到输送系统的医疗装置的近侧的局部透视图；

[0047] 图13A和13B是根据本发明的又一个实施例的把柄的剖视侧视图，其示出分别在第一位置和第二位置中的释放按钮以帮助致动柱塞轴；

[0048] 图14A和14B是根据本发明的医疗装置的另一个实施例的简化侧视图，其分别示出处于锚定器非部署位置和锚定器部署位置中的医疗装置；

[0049] 图15是根据本发明的又一个实施例的图14A和14B的医疗装置的封堵器部分和锚定器部分的顶视图，其示出从平板切割的框架部件；

[0050] 图16A和16B是根据本发明的医疗装置的又一个实施例的简化侧视图，其分别示出处于锚定器非部署位置和锚定器部署位置中的医疗装置；和

[0051] 图17是根据本发明的又一个实施例的图15A和15B的医疗装置的封堵器部分和锚定器部分的顶视图，其示出从平板切割的框架部件。

具体实施方式

[0052] 首先参照图1和图1A，提供一种医疗装置20和输送系统22的远侧端部部分。医疗装置20和输送系统22可以用于介入治疗以用于经由皮肤地闭合和修正开口或腔体，例如，心脏(未示出)内的左心耳(“LAA”)。医疗装置20可以包括封堵器部分24的框架部件和锚定器部分26的框架部件，封堵器部分24还包括附装的组织生长构件28。另外，锚定器部分26能够可铰接地联接到封堵器部分24，以便使锚定器部分26可以在封堵器部分24部署在部署位置和非部署位置(未示出)之间时经由在输送系统22的把柄(未示出)处的致动机构被致动。借助该布置，医疗装置20和输送系统22可以提供将部署封堵器部分24的步骤和部署锚定器部分26的步骤分开的功能，由此，为医生提供用于将医疗装置20适当地定位和植入LAA中的额外的、增强的功能。

[0053] 如前所述，封堵器部分24可以包括封堵器材料或附装的组织生长构件28。组织生长构件28可以是多孔材料或其它细胞贴附材料或基材，其构造成促进内皮化和促进在其上方的组织生长。组织生长构件28可以延伸遍布医疗装置20的近侧，尤其延伸遍布封堵器部分24，并且可以延伸遍布锚定器部分26的一部分和延伸遍布将锚定器部分26联接到封堵器部分24的铰链。由此，由于封堵器部分24的框架部件的形状，组织生长构件28可以包括近侧面，所述近侧面是大致凸面的以形成外表面40。组织生长构件28还可以在其远侧上包括内

表面42，所述内表面42是大致凹面的形状。在一个实施例中，组织生长构件28可以主要延伸遍布封堵器部分24的框架部件的外表面，组织生长构件28的一部分在封堵器部分24的框架部件的外表面和内表面二者上延伸。在另一个实施例中，组织生长构件28可以主要延伸遍布医疗装置20的封堵器部分24的框架部件的外表面和内表面二者。在又一个实施例中，组织生长构件28可以仅延伸遍布封堵器部分24的框架部件的外表面。

[0054] 参照图1A和图1B，组织生长构件28可以包括一种或多种类型的材料和/或层。在一个实施例中，组织生长构件28可以包括第一材料层30和第二材料层32。第一材料层30可以主要是组织生长构件28的下层或基层。第一材料层30可以包括多孔的顺应的结构特征。例如，第一材料层30可以包括：泡沫类型的材料，例如，聚氨酯泡沫；或任何其它适当的聚合材料，例如，聚合物织物、机织物或针织物。第二材料层32可以包括一个或多个例如膨体聚四氟乙烯(ePTFE)的材料层。第二材料层32可以借助例如粘结剂附装到第一材料层30的外表面。在一个实施例中，第二材料层32可以包括第一层32A、第二层32B和第三层32C，使得第一层32A可以直接附装到第一材料层30，并且第三层32C可以是覆盖医疗装置20的近侧的最外层，第二层32B在第一层32A和第三层32C之间延伸。第二材料层32的各种层可以通过粘结剂和/或通过热粘合热处理或本技术领域中已知的其它适当的处理被粘合在一起。在一个特定的示例中，最外层例如第二层32B和第三层32C可以由具有节间距离(有时称为孔径)为大约70μm至大约90μm的ePTFE材料形成。与第一材料层30相邻的第二材料层32的第一层32A可以由相对于第二层32B和第三层32C具有减小的节间距离的ePTFE材料形成。例如，第一层32A的节间距离可以是大约10μm。该第一层32A可以使用粘结剂材料粘合或粘附到第一材料层30。可以采用具有任何其它适当的尺寸的ePTFE层，例如，具有达到大约250μm的节间距离的ePTFE。另外，可以有一个或多个具有与第一层32A的尺寸类似的尺寸的额外层，所述一个或多个额外层延伸遍布具有翼片36的毂端部34(大致具有“X”构造)，在该处输送系统22与医疗装置20互连(参见图1)。

[0055] 由ePTFE制成的第二材料层32由于第一层32A的较小的节间距离和孔径而有效地阻止血液通过，而具有较大的节间距离的其它层(例如，32B和32C)能够使组织生长和出现内皮化。另外地，由聚氨酯泡沫形成的第一材料层30能够在医疗装置20的内侧或凹侧处使组织从LAA壁积极生长到组织生长构件28中。另外，第一材料层30围绕组织生长构件28的周边远侧端部部分在外表面40上提供暴露的架子38，所述架子38促进积极的纤维原细胞和组织生长以进一步遍布第二材料层32的外表面40开始内皮化。注意到，在第一材料层30和紧接相邻的层32A之间使用的适当的粘结剂材料也可以用于在紧接相邻的层32A的孔隙中填充并且还禁止血液可能流动通过组织生长构件28。组织生长构件28的第二材料层32也可以包括ePTFE的额外层。

[0056] 参照图2和图3，现在将提供对医疗装置20及其框架部件的说明。图2示出在已组装的和完全部署的状态下的框架部件，并且图3示出如从平板切割的框架部件。如上所述，医疗装置20包括封堵器部分24和锚定器部分26。封堵器部分24可以包括多个封堵器框架分段，所述多个封堵器框架分段可以互连以形成封堵器部分24。封堵器部分24可以在第一端部44和第二端部46之间延伸，在第一端部44和第二端部46之间有面支柱50和封堵器之字形部分52。另外，封堵器部分24包括从第一端部44延伸的基部延伸部48。基部延伸部48可以经由环56联接到毂54，在环56中的内径处限定有凹口。每个基部延伸部48都可以从封堵器部

分24的最近侧部分或第一端部44延伸，第一端部44是每个基部延伸部48和面支柱50的一个端部。每个基部延伸部48都可以定尺寸为且构造为围绕毂54定位和通过一个或多个环56保持。在第一端部44处的每个基部延伸部48都可以延伸到封堵器部分24的一个面支柱50，面支柱50从第一端部44径向地和向远侧地延伸。每个面支柱50都可以在其背面上包括延伸部58，延伸部58具有钩部构造，所述钩部构造定尺寸为且构造为保持组织生长构件的一部分(未示出)。另外，每个面支柱50都延伸到封堵器之字形部分52的V型延伸部60，以便使每个V型延伸部60的远侧端部都可以(并排地)联接到相邻的V型延伸部60的远侧端部以限定封堵器之字形部分52。封堵器之字形部分52可以从面支柱50径向地和向远侧地扩大到封堵器部分24的远侧端部或第二端部46。在第二端部46处，封堵器部分24可以包括封堵器孔眼62，所述封堵器孔眼62定尺寸为且构造为可铰接地联接到锚定器部分26。

[0057] 锚定器部分26可以包括多个锚定器框架分段，所述多个锚定器框架分段可以互连以形成锚定器部分26。锚定器部分26可以在第一端部64和第二端部66之间延伸，在第一端部64和第二端部66之间有锚定器致动器臂68和锚定器之字形部分70。锚定器致动器臂68可以在第一端部64和锚定器之字形部分70之间延伸。每个锚定器致动器臂68都可以构造成在锚定器部分26的第一端部64处联接到轴环装置或花键套管72，以便使锚定器致动器臂68经由花键套管72联接为一单元或联接在一起。花键套管72可以构造成沿着医疗装置20的轴线74致动以使锚定器部分26在锚定器部署位置和锚定器非部署位置(未示出)之间运动，以下将更加详细地讨论。

[0058] 现在参照图2、图3和图3A，锚定器致动器臂68还可以包括挠曲部分76。挠曲部分76限定沿着挠曲部分76的径向长度朝向锚定器之字形部分70延伸的锥形物82和半径，并且继而再次在锚定器之字形部分70处变宽。在挠曲部分76中沿着径向长度的这种锥形物82在维持锚定器部分26的结构整体性的同时帮助锚定器部分26在部署位置和非部署位置之间往复运动，并且将挠曲部分76中的应力和应变最小化，而同时促进紧凑的半径或圈。在一个实施例中，锚定器致动器臂68每个都可以包括线圈(未示出)，所述线圈可以越过挠曲部分76缠绕在致动器臂的一部分上，线圈的端部固定到锚定器致动器臂68。如果在锚定器致动器臂68中有折断或破裂，则这种线圈可以基本捕获锚定器致动器臂68以防其延伸在LAA中的不期望的位置中。

[0059] 锚定器致动器臂68的每个挠曲部分76都可以延伸到锚定器V型延伸部78，以便使每个锚定器V型延伸部78的近侧端部都可以联接到相邻的锚定器V型延伸部78的近侧端部(与封堵器之字形部分52类似)以形成锚定器之字形部分70。在锚定器V型延伸部78的近侧端部或锚定器部分26的第二端部66的互连处，这些近侧端部限定锚定器孔眼80。锚定器孔眼80可以定尺寸为且构造为可铰接地联接到封堵器部分24的相对应的封堵器孔眼62，如由虚线84所示(参见图3)。

[0060] 参照图3A，锚定器之字形部分70的锚定器支柱或锚定器V型延伸部78可以包括一个或多个钩部86或倒钩，其可以从锚定器部分26或锚定器V型延伸部以锐角88延伸而远离封堵器部分24。这种锐角88可以在大约四十五度和大约六十度之间的范围。另外，钩部86可以从锚定器V型延伸部78以预定的高度90延伸，从而提供与LAA内的组织壁的有效接合，但是没有达到全程刺穿组织壁而在LAA中产生渗出物的程度。钩部还包括厚度92(参见图2)。这种厚度92可以与切割出医疗装置20的框架部件(即，封堵器部分24和锚定器部分26)的片

材的厚度类似。

[0061] 参照图3，示出在从平板或片材激光切割之后处于预成型状态下的封堵器部分24和锚定器部分26，所述平板或片材例如是诸如镍钛诺的超弹性材料。由此，处于预成型状态下的封堵器部分24和锚定器部分26可以是基本平面的和平坦的，此后，封堵器部分24的框架部件和/或锚定器部分26的框架部件可以继而被热定型到期望的形状和构造，如本领域的技术人员所已知的，与完全部署的构造类似(参见图2)。另外，如本领域的技术人员所已知的，可以采用其它处理，例如，对框架部件化学腐蚀和电化学抛光。封堵器部分24可以包括十个面支柱50和十个基部延伸部48，从封堵器之字形部分52延伸有十个封堵器孔眼62。类似地，锚定器部分26可以包括十个锚定器致动器臂68，从锚定器之字形部分70延伸有十个锚定器孔眼80。应当注意到，封堵器部分24和锚定器部分26可以包括更多或更少的框架部件，例如，相应的面支柱50和锚定器致动器臂68，如本领域的技术人员所已知的。如由虚线84所示，封堵器孔眼62可以构造成借助铰链状联接布置而联接到相对应的锚定器孔眼80。这种布置可以通过将封堵器孔眼62与锚定器孔眼80直接互锁而被采用，如图2中所示。

[0062] 在另一个实施例中，封堵器部分24的框架部件和锚定器部分26的框架部件可以从管状材料激光切割而成，而不是从平板激光切割而成。在该实施例中，框架部件可以被激光切割，并且继而被热定型到期望的构造，与图2中所示的类似。封堵器部分24和锚定器部分26的各种框架部件会需要被修改，如由本领域的技术人员将容易理解的。

[0063] 参照图3B，在又一个实施例中，通过将封堵器孔眼62与锚定器孔眼80对准，并且通过将各个互锁件94(示出轮廓)穿过相应的已对准的孔眼62、80中的每个而定位在所述孔眼62、80中的每个中，封堵器部分24和锚定器部分26可以可铰接地联接在一起。这种互锁件94可以是聚合物长丝或类似物。互锁件94的端部96可以被加热以在端部96处形成球状(未示出)，所述球状在冷却时变硬和维持球状，从而防止相应的已对准的孔眼分开。这样，封堵器和锚定器孔眼62、80可以经由互锁件94互锁以提供铰接联接布置，用于使锚定器部分26相对于封堵器部分24枢转，并且更具体地，用于使锚定器部分26围绕封堵器孔眼62枢转。在又一个实施例中，互锁件94可以是金属铆钉，所述金属铆钉通过已对准的孔眼被压配合以提供铰接联接布置。

[0064] 现在参照图4，提供一种用于将医疗装置20输送到例如LAA的医疗装置输送系统100。医疗装置输送系统100可以包括以上提及的输送系统22、医疗装置20和鞘套102。输送系统22可以包括输送导管104，所述输送导管104联接到把柄106，医疗装置20在输送导管104的远侧端部处操作地联接到把柄106。输送导管104可以定尺寸为且构造为通过鞘套102插入，使得医疗装置20可以通过鞘套102推到输送导管104的远侧端部。医疗装置20可以在输送的某些阶段处部分地暴露，如图所示。以下将详细地说明医疗装置输送系统100的各种部件的功能和细节。

[0065] 现在参照图5、图5A和图5B，现在将说明输送导管104的远侧部分，图5A是输送导管104的远侧部分沿着图5中所示的输送导管的轴线106得到的剖视图，并且图5B是该输送导管104的一部分的放大的剖视图。输送导管104可以限定管腔108，所述管腔108在输送导管104的近侧端部(未示出)和远侧端部110之间贯穿地纵向延伸。在一个实施例中，输送导管104可以包括轴(未示出)、螺旋切割部分112、远侧内管114和筒夹116。这种输送导管104的远侧部分可以沿着螺旋切割部分112的区域具有增强的横向柔度。即，与在螺旋切割部分

112更加近侧的输送导管104的部分相比，输送导管104的远侧部分可以具有更大的柔度。螺旋切割部分112可以通过向输送导管104的远侧部分的周边结构中成螺旋形地或盘旋地切缝而形成，如图所示。远侧内管114可以在输送导管104的远侧部分的管腔108内联接到输送导管104。筒夹116可以在远侧内管114内定位到和热联接到输送导管104的远侧端部110，筒夹指118从筒夹116向远侧地延伸。筒夹指118可以定尺寸为且构造为闩锁到医疗装置的毂(未示出)，从筒夹指118的自由端部延伸有凸块120或突出部。筒夹指118如由箭头122指示可向外运动，并且筒夹指118如图所示被偏压到内部位置。筒夹116和筒夹指118可以由诸如不锈钢或镍钛诺的金属材料制成或由可以维持偏压力的任何其它适当的金属材料制成。以下将更加详细地讨论筒夹指118的这种向内偏压。关于输送导管104沿着螺旋切割部分112的增强的柔度，这种增强的柔度帮助医疗装置在部署在LAA中时自对中。换言之，医疗装置的径向强度(未示出)可以大于输送导管104的沿着螺旋切割部分112的侧向力，由此，在输送和部署医疗装置期间输送导管的轴线106不能与LAA的脉口同中心的情况下，允许医疗装置在LAA中自对中。

[0066] 现在参照图6A、图6B和图6C，现在将说明可以用于将医疗装置20加载到鞘套102中的步骤。例如，输送导管104可以包括加载器124，所述加载器124定尺寸为且构造为帮助将医疗装置20的封堵器部分24加载到鞘套102中，使得输送导管104可以将封堵器部分24通过鞘套102推到输送导管的远侧部分。参照图6A，加载器124可以包括管部分126和把柄部分128。加载器124可以可滑动地定位在输送导管104上，以便使输送导管104延伸通过由加载器124限定的膛孔。加载器124可以运动越过输送导管104的远侧端部并且手动地运动或加压越过医疗装置20的封堵器部分24，使得封堵器部分24运动到封闭在管部分126内的收缩位置。然而，在使加载器124运动越过封堵器部分24之前，锚定器部分应当处于非部署位置中，使得致动器旋钮和把柄106的柱塞轴应当运动到近侧位置，如图8和图8A中所示。返回参照图6A，一旦加载器124完全运动越过封堵器部分24，则医疗装置20可以继而前进通过鞘套102。此时，鞘套102已经通过循环系统前进到心脏，鞘套102的远侧部分采用本技术领域中已知的典型技术定位在LAA(未示出)中。

[0067] 如图6B和图6C中所示，加载器124可以插入鞘套102中，并且更具体地，加载器124可以插入鞘套毂130中。鞘套毂130可以联接在鞘套102的近侧端部处。鞘套毂130的部件可以包括阀132和鞘套流体端口134。阀132可以是转动止血阀，例如，Touhy Borst阀或类似物，其构造成在阀132转动时约束或限制血液从鞘套102回流。鞘套流体端口134可以从鞘套毂130延伸，并且可以定尺寸为且构造为从鞘套102冲走或吸入可能在将医疗装置20加载到鞘套102中时被捕获的空气。在又一个实施例中，加载器124还可以包括围绕输送导管104定位的阀以在加载器124插入鞘套毂130中时维持止血。

[0068] 如前所述，加载器124可以经由在管部分126的远侧端部处的凸块136和限定在鞘套毂130中的膛孔138内的肋部(未示出)通过咬合配合或单击配合而被配对在鞘套毂130中或插入鞘套毂130中。一旦加载器124定位在鞘套毂130内，输送导管104可以通过纵向地限定在鞘套102中的管腔前进，以便使输送导管104的远侧端部运动到鞘套102的远侧部分而从鞘套102的远侧端部暴露出医疗装置20的封堵器部分24的远侧尖端。借助该布置，封堵器部分24的远侧尖端可以在鞘套102的远侧端部处暴露，并且由于封堵器材料而在没有任何暴露的金属框架构件的情况下提供缓冲尖端140，帮助医疗装置无损伤地进入LAA中，由此，

减少在LAA中的可能的渗出物。

[0069] 参照图7至图11，现在将说明在LAA5(示出轮廓)中的医疗装置20相对于输送系统22的部署和分开。参照图7和图8，在医生将鞘套102的远侧部分定位在LAA5中时，医疗装置20定位在鞘套102的远侧部分处，封堵器部分24的缓冲尖端140在鞘套102的远侧端部处暴露，医生可以将鞘套102的远侧部分防止损伤地定位到LAA5中的期望位置。一旦确定期望的位置，医生可以部署医疗装置20的封堵器部分24。这种布置可以通过简单地撤回鞘套102或手动地使鞘套102沿着向近侧的方向运动而被采用。随着鞘套102撤回，封堵器部分24自扩张到封堵器部署位置，锚定器部分26维持在锚定器非部署位置中，如图8中所示。

[0070] 参照图8，示出联接到医疗装置20的输送导管104的远侧部分。该实施例的输送导管104借助封堵器毂螺母142和筒夹116布置而联接到医疗装置20。例如，输送导管104的远侧部分包括远侧内管114和致动器轴144。致动器轴144可以在其远侧端部部分处包括层式线圈，例如，里程表软线，其可以联接到可在筒夹116内运动的内部远侧连接器146。如上所述，筒夹116可以包括筒夹指118，所述筒夹指118从筒夹116向远侧地延伸。内部远侧连接器146可以包括螺纹，所述螺纹定尺寸为且构造为联接到封堵器毂螺母142，并且更具体地，联接到限定在封堵器毂螺母142中的螺纹孔148。封堵器毂螺母142在其远侧端部处可以包括花键套管72。如上所述，花键套管72可以定尺寸为且构造为联接锚定器致动器臂68中的每个的端部部分。在又一个实施例中，内部远侧连接器146和封堵器毂螺母142可以相反，使得内部远侧连接器146包括螺母构造并且封堵器毂螺母142包括螺丝构造。在任一种情况下，医疗装置20可以可经螺纹地联接到输送导管104。

[0071] 参照图8A，示出把柄106的一个实施例。把柄106可以包括把柄外壳150、锚定器致动器释放按钮152、柱塞轴154和致动器旋钮156。把柄外壳150可以联接到输送导管104的近侧部分。柱塞轴154和致动器旋钮156示出处于第一位置，这与锚定器部分26处于非部署位置(参见图8)相互关联。在按压锚定器致动器释放按钮152的同时，柱塞轴154和致动器旋钮156可以在第一位置和第二位置之间双向直线地运动。把柄106的功能和各种部件对于本领域的技术人员而言将是显而易见的，如以下将更加详细地讨论。

[0072] 如图8和图8A中所示，医疗装置20的锚定器部分26处于锚定器非部署位置。在将医疗装置20加载到加载器124中并且继而加载到鞘套102中(参见图6A和图6B)之前，致动器旋钮156和柱塞轴154如由155箭头指示运动到与锚定器非部署位置相对应的第一位置。在锚定器非部署位置中，内部远侧连接器146可经螺纹地联接到封堵器毂螺母142并且定位在毂54近侧，锚定器部分26处于第一位置或锚定器非部署位置，或者否则说，处于锚定器就位(anchors-in position)位置，锚定器致动器臂68的一部分在毂54的近侧且处于限定在毂54中的膛孔158内。另外，在锚定器非部署位置中，把柄106的柱塞轴154和旋钮156也可以处于近侧位置或第一位置。借助该布置，医生可以确定在LAA5内的医疗装置20的最有利的位置，在部署锚定器部分26之前封堵器部分24处于部署位置。

[0073] 现在参照图9和图9A，一旦医生确定已部署的封堵器部分24根据期望定位在LAA5中，医疗装置20的锚定器部分26就可以运动到锚定器部署位置或锚定器放出位置或锚定器第二位置。这种锚定器部署位置可以在也按压释放按钮152的同时通过如由箭头160指示手动地使致动器旋钮156向远侧地运动而被采用。在锚定器部署位置中，内部远侧连接器146和封堵器毂螺母142也从筒夹116向远侧地运动到毂54中或运动通过毂54。这种向远侧的直

线运动也使联接到花键套管72的锚定器致动器臂68从输送导管104的远侧部分运动穿出毂54以外翻部署位置或扩张位置，使得锚定器部分26通过在封堵器部分24和锚定器部分26之间的铰接连接部处(即，在封堵器和锚定器孔眼62、80处)枢转或转动而径向地展开和扩张。在锚定器部署位置处，锚定器部分26的钩部86或尖齿定尺寸为且构造为抓住组织和阻止运动，从而将医疗装置20有效地锚定在LAA5内。一旦锚定器部分26被部署，医生可以通过成像技术观察医疗装置20以确保医疗装置20合适地定位在LAA5中，而同时也通过向近侧地牵引把柄106而执行稳定性试验以确保医疗装置20有效地接合LAA5。这样的成像技术可以通过策略性地位于医疗装置20和输送导管104上的标识物来增强以向医生提供成像信息。这样的标识物可以由不透辐射的材料制成，例如，铂、钽、金或它们的合金，或任何其它适当的生物相容性的不透辐射的材料。

[0074] 锚定器部分26的钩部86可以既向远侧地又向近侧地延伸，从而基本防止医疗装置20相对于LAA5沿着向近侧和向远侧两个方向运动。在一个实施例中，钩部86可以相对于医疗装置20的轴线74或锚定器之字形部分70的支柱具有锐角88(图3A)。钩部86构造成抓住LAA5的组织并且可以在LAA5的组织处钻挖。这种钩部86可以定尺寸为、定方向为且构造为防止钩部86全程刺穿或穿透LAA5的组织，而是提供与组织有效的甚至积极的接合以将医疗装置20安全锚定在LAA5中。

[0075] 如果医生不满意医疗装置在LAA中的定位或接合，则医生可以通过简单地使致动器旋钮156沿着向近侧的方向运动到第一位置(图8A)而将锚定器部分26与LAA的组织容易地脱离，所述致动器旋钮156向近侧的运动使致动器轴144同时地向近侧地运动，并且因而将锚定器部分26枢转到脱离位置或锚定器非部署位置。然后，医生可以将封堵器部分24再定位在LAA5内，并且一旦医生满意封堵器部分24在LAA5中的位置，医生就可以容易地使致动器旋钮156向前运动或沿着向远侧的方向运动以枢转锚定器部分26和将锚定器部分26与LAA5的组织再接合。然后，医生可以通过成像和稳定性试验再次确定医疗装置20是否以令医生满意的、有效的且安全的方式定位在LAA5中。如可以容易理解，再定位医疗装置20的封堵器部分24的步骤和再接合医疗装置20的锚定器部分26的步骤可以重复，直到医生满意为止。

[0076] 现在参照图10、图10A和图10B，现在将说明释放医疗装置20的功能。医疗装置20可以通过从限定在封堵器毂螺母142中的螺孔148拧下内部远侧连接器146而被分开或释放。这种释放可以通过如由箭头162指示逆时针转动把柄106的致动器旋钮156几圈而被采用，直到内部远侧连接器146从封堵器毂螺母142的螺孔148解开为止。然后，致动器旋钮156可以如由箭头164指示被向近侧地拉回到第一位置，而同时按压释放按钮152，这有助于内部远侧连接器146沿着向近侧的方向运动。随着内部远侧连接器146向近侧地运动通过筒夹116或运动到筒夹116中，从筒夹116向远侧延伸的筒夹指118由于筒夹指118可以朝向内部位置偏压而向内塌陷。换言之，在内部远侧连接器146解开之前，筒夹指118可以被保持在与医疗装置20的轴线74基本同中心的外部位置中，这维持输送导管104被锁定到医疗装置20。筒夹指118包括向外延伸的凸块120，所述凸块120被保持抵靠毂54内的抵接物166(也图9中所示)。这样，一旦内部远侧连接器146从封堵器毂螺母142拧下而运动到远离筒夹指118的近侧位置，筒夹指118就通过偏压力挠曲地塌陷到内部位置而使凸块120远离毂54中的抵接物166运动，由此，将输送导管104从医疗装置20解锁或开闩锁。然后，在筒夹指118塌陷并且

凸块120从毂54内的抵接物166向近侧地运动的情况下，输送导管104可以从医疗装置20去除，如图11中所示。

[0077] 参照图2和图12，示出弹簧170，所述弹簧170定尺寸为且构造为一旦从医疗装置20释放输送导管104就封闭毂54的膛孔158。弹簧170可以包括三叶草构造或任何其它适当的构造以有效地封闭毂54。弹簧170可以在第一偏压位置和第二放松位置之间运动。图12中示出弹簧170(示出轮廓形式)的第一偏压位置，所述第一偏压位置是在输送导管104联接到毂54的情况下的弹簧170的位置。一旦输送导管104从毂54去除，弹簧170就运动到第二放松位置(参见图2)，封堵器翼片36(也参见图1)将通过毂54的任何通孔基本最小化。在弹簧170的第二放松位置中，限定在毂54中的膛孔158被封堵器翼片36基本封闭，仅留有十字状的狭缝(图1)。如上所述，弹簧170可以嵌入封堵器材料或组织生长构件28中或附装到内部封堵器材料表面，以便使弹簧170可以包括例如ePTFE的各种层和/或褶皱，一个或多个狭缝限定翼片36，当弹簧170处于第一偏压位置时所述翼片36帮助将输送导管104互连到毂54，但是继而当弹簧170处于第二放松位置中时所述翼片36可以基本封闭限定在毂54中的膛孔158。一旦医疗装置20定位在LAA中，这种布置就有利于基本防止血液通过毂54流动，或基本防止栓塞或血栓可能从毂54自身迁移。

[0078] 现在参照图13A和图13B，示出把柄106的释放按钮152的致动。把柄外壳150限定孔172，所述孔172可以沿着把柄外壳150的纵向轴线延伸，并且所述孔172可以定尺寸为保持柱塞轴154双向直线地运动通过所述孔172。把柄外壳150也可以其中限定中空部分174。柱塞轴154可以延伸通过把柄外壳150并且在输送导管104的远侧部分(参见图9)处联接到将致动器轴144和内部远侧连接器146联接起来的部件。把柄106也可以包括板弹簧176，所述板弹簧176构造成偏压在释放按钮152上。释放按钮152可以包括按钮柱178。板弹簧176可以联接到按钮柱178以将释放按钮152偏压到非按压位置或第一位置。柱塞轴154还可以包括固定到柱塞轴的两个行进止动件180。通过将释放按钮152按压到按压位置或第二位置，按钮柱178按压板弹簧176并且在腔体182内运动。一旦按钮柱178在腔体182内运动，联接到柱塞轴154的行进止动件180可以继而越过按钮柱178自由地向远侧地(并且继而向近侧地返回)运动了预定的距离，所述预定的距离通过在由把柄外壳150所限定的中空部分174内的行进止动件180所测定。这样，柱塞轴154可以运动预定的距离，所述预定的距离直接与医疗装置20的锚定器部分在锚定器非部署位置和锚定器部署位置(参见图8和图9)之间致动的距离或长度和由致动器轴144运动的距离或长度相对应。

[0079] 返回参照图8，在又一个实施例中，鞘套102可以包括成像装置190。成像装置190可以定尺寸为且构造为定位在鞘套102的远侧端部处并且可以包括一条或多条线192，所述一条或多条线192从成像装置190朝向鞘套毂130(图5C)向近侧地延伸，用于将成像信息从成像装置190传递给计算机和显示器(未示出)，如本领域的技术人员所已知的，并且所述成像信息可被医生实时观察。在从封堵器部分24撤回鞘套102时，鞘套102与医疗装置20同中心地定位或定位在医疗装置20近侧，鞘套102可以在与LAA相邻的左心房中的有利点或位置以提供详细的成像信息，否则医生可不容易得到成像信息。成像装置190可以是超声波成像装置或本技术领域中已知的任何其它适当的成像装置。

[0080] 现在参照图14A和图14B，提供联接到输送导管202的远侧部分的医疗装置200的又一个实施例，医疗装置200(以简化的轮廓视图示出)分别处于部分部署位置和完全部署位

置。如同在以上实施例中，医疗装置200可以包括可以分离地部署的封堵器部分204和锚定器部分206。例如，一旦在医疗装置200处于鞘套208的远侧端部部分处的情况下鞘套208定位在LAA(未示出)中，鞘套208就撤回以部署医疗装置200的封堵器部分204或部分地部署医疗装置200。一旦部署封堵器部分204，就可以部署锚定器部分206以完全部署医疗装置200。

[0081] 在该实施例中，除了组织生长构件210附装到封堵器部分204的框架部件的外表面以外，封堵器部分204与上述实施例基本类似。该实施例的组织生长构件210可以包括一种或多种材料的类似分层，如以上对于参照图1B详细地说明的组织生长构件所述的。另外，虽然锚定器部分206可以借助铰链布置212可铰接地联接到封堵器部分204，但是在与以上实施例类似的许多功能方面，该实施例的锚定器部分206包括多个分离的和不同的锚定器框架分段214，如在图15中最好地示出。

[0082] 参照图15，示出例如在从诸如镍钛诺的超弹性材料的平板激光切割之后处于预成型状态下的封堵器部分204的框架部件和锚定器部分206的框架部件。为了简化的目的，仅示出一个锚定器框架分段214，但是在该实施例中，可以有五个锚定器框架分段214以对应于和联接到例如封堵器部分204的封堵器框架孔口216。如图所示，封堵器部分204的框架部件可以与在以上实施例中参照图3所述的封堵器部分204的框架部件基本类似。

[0083] 关于锚定器框架分段214，每个锚定器框架分段214都可以在第一端部218和第二端部220之间延伸，在第一端部218和第二端部220之间延伸有两个致动器臂222，使得每个锚定器框架分段214在预成型状态下都可以呈现出“Y”或“V”构造。每个致动器臂222都可以在第二端部220处包括锚定器铰链孔口224，并且致动器臂222在第一端部218处可以联接到轴环装置226或花键套管，与以上实施例类似。借助该布置，如图14A和图14B中所示，致动器臂222可以在铰链布置212处围绕封堵器部分204枢转。另外，致动器臂222可以在锚定器部署位置中形成环构造或环状延伸部，致动器臂222的第一端部218可运动或可致动通过医疗装置200的毂228。

[0084] 现在参照图16A、图16B和图17，示出医疗装置250的又一个实施例，所述医疗装置250示出为处于部分部署位置(图16A)和完全部署位置(图16B)，与以上实施例类似。在该实施例中，封堵器部分252可以与以上实施例类似，但是锚定器部分254可以包括锚定器之字形部分256和环状延伸部258或致动器臂，所述环状延伸部258或致动器臂作为单独的锚定器框架部件。在该实施例中，医疗装置250可以包括双重铰链布置。例如，封堵器部分252可以借助第一铰链布置260可铰接地联接到锚定器之字形部分256，并且锚定器之字形部分256可以借助第二铰链布置262可铰接地联接到环状延伸部258。除了由于在环状延伸部258与锚定器之字形部分256之间的第二铰链布置262而使环状延伸部258可以从锚定器之字形部分256呈现更加指向内的角以外，医疗装置250的轮廓和功能可以与以上实施例类似。与图15的实施例类似，该实施例可以包括十个环状延伸部258或致动器臂，但是为了简化的目的，仅在图17中示出两个环状延伸部258(作为单个环状延伸部分段)。应当注意到，图14和图16的实施例也提供该特征，以便如图7中所示当缓冲尖端(未示出)被收缩在鞘套264中时帮助缓冲尖端收缩。另外，应当注意到，参照图1、图14和图16所示和所述的实施例包括类似的特征和结构，并且因此在一个实施例中提供的说明也可以应用于其它说明的实施例。

[0085] 本文所述的各种实施例也可以包含有其它特征和成分，包括在2010年6月17日提交的美国专利申请No.12/818,046中所述的那些，其整个内容通过参考包含于此。

[0086] 虽然本发明易于得到不同的修改方案和替代形式，但在本文中特定的实施例已经作为示例在附图中示出并且已经被详细地描述。然而，应当理解，本发明并非意在限制于所公开的具体形式。实际上，本发明包括落在如在以下所附权利要求中限定的本发明的精神和范围内的所有修改方案、等同内容和可替代方案。

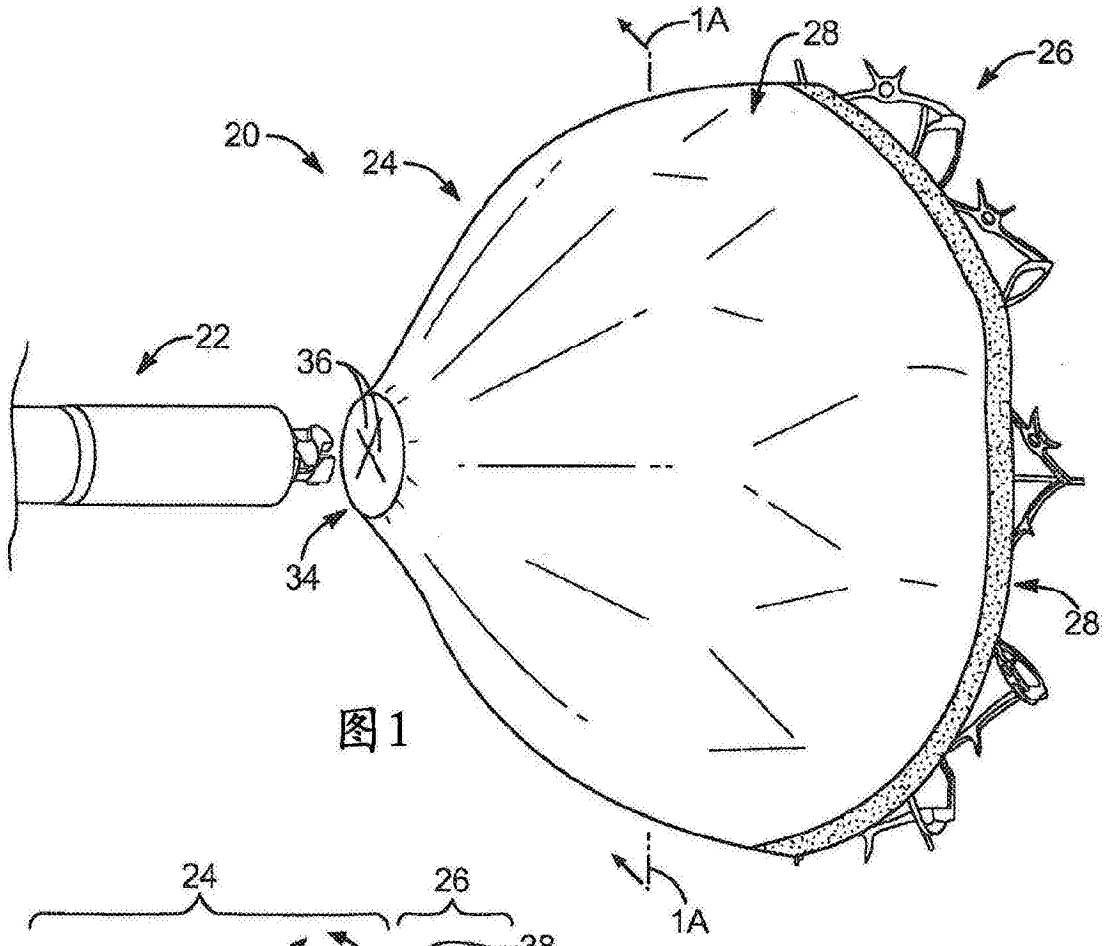

1A
28
26
20
24
22
36
34
28
1A

图1

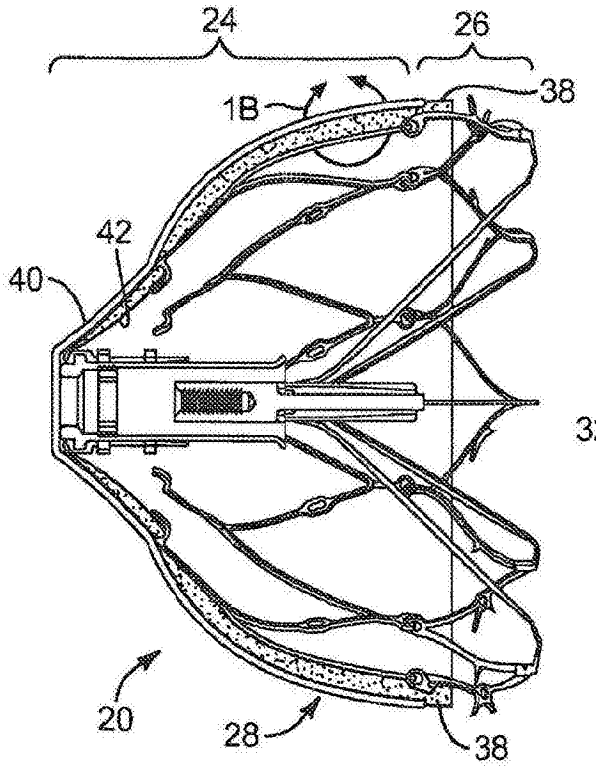

24
26
1B
38
42
40
20
28
38

图1A

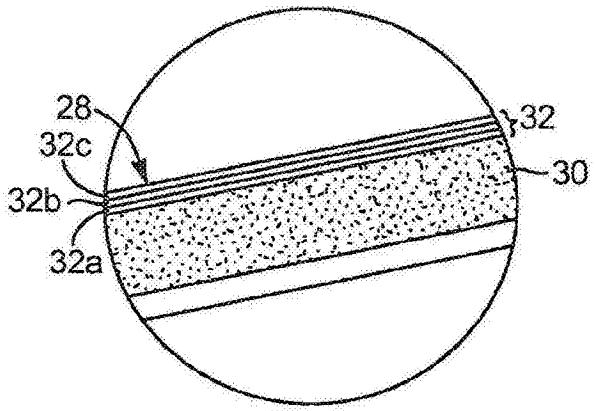

28
32c
32b
32a
32
30

图1B

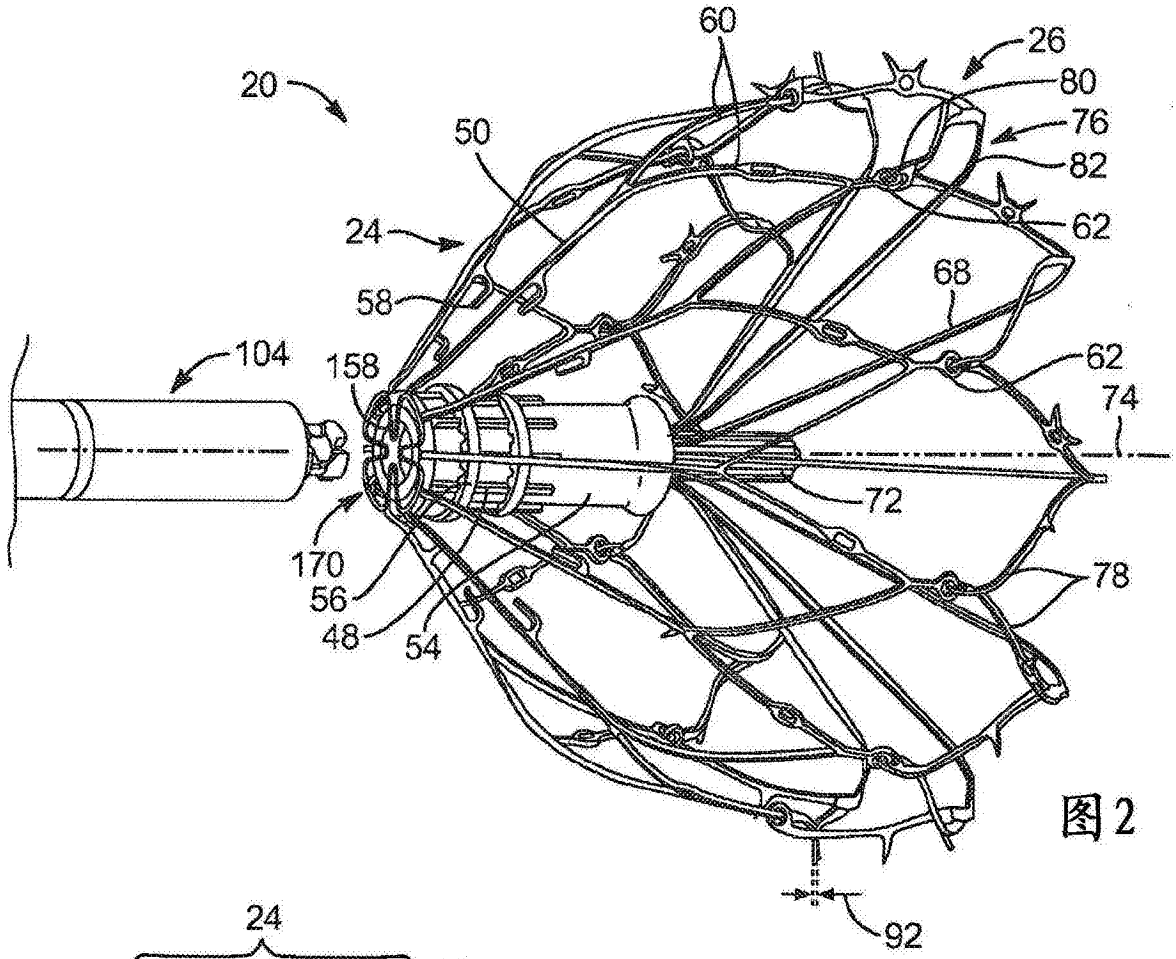

60
26
20
80
50
76
82
24
62
68
58
104
158
62
74
72
170
56
48
54
78
92

图 2

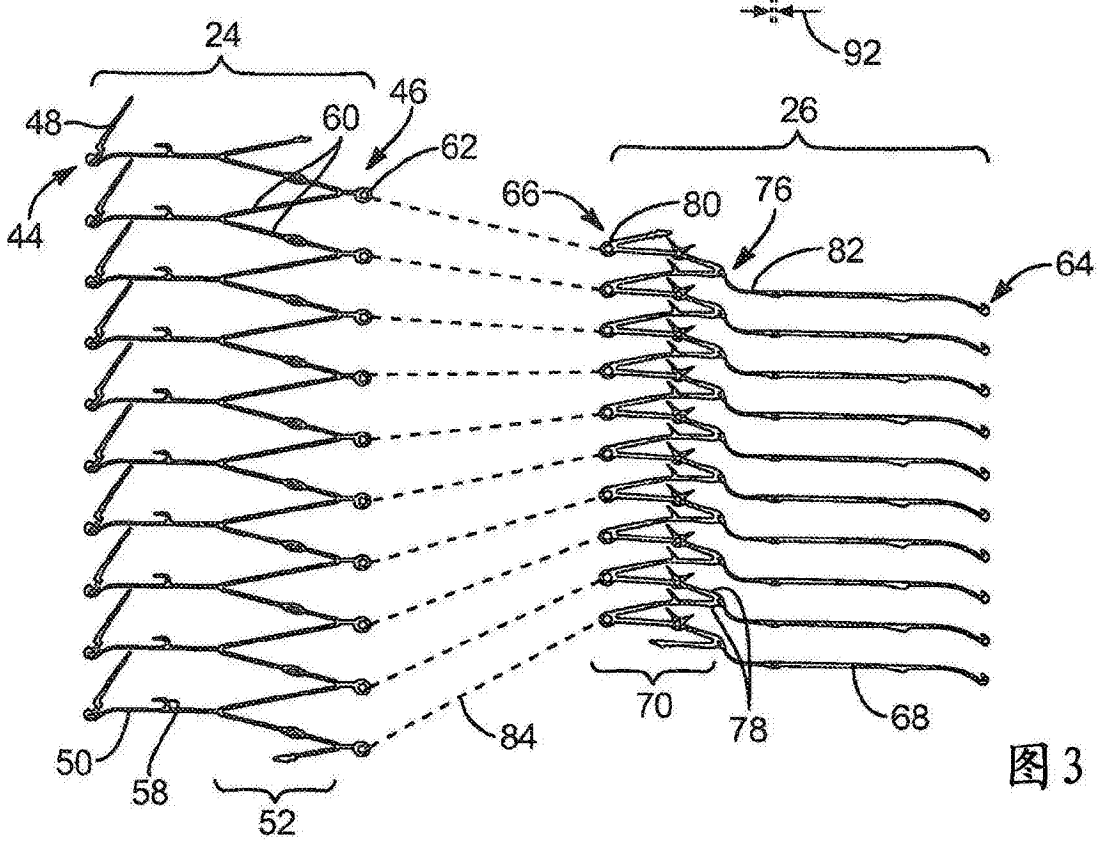

24
46
48
60
62
26
66
80
76
44
82
64
70
78
68
84
50
58
52

图 3

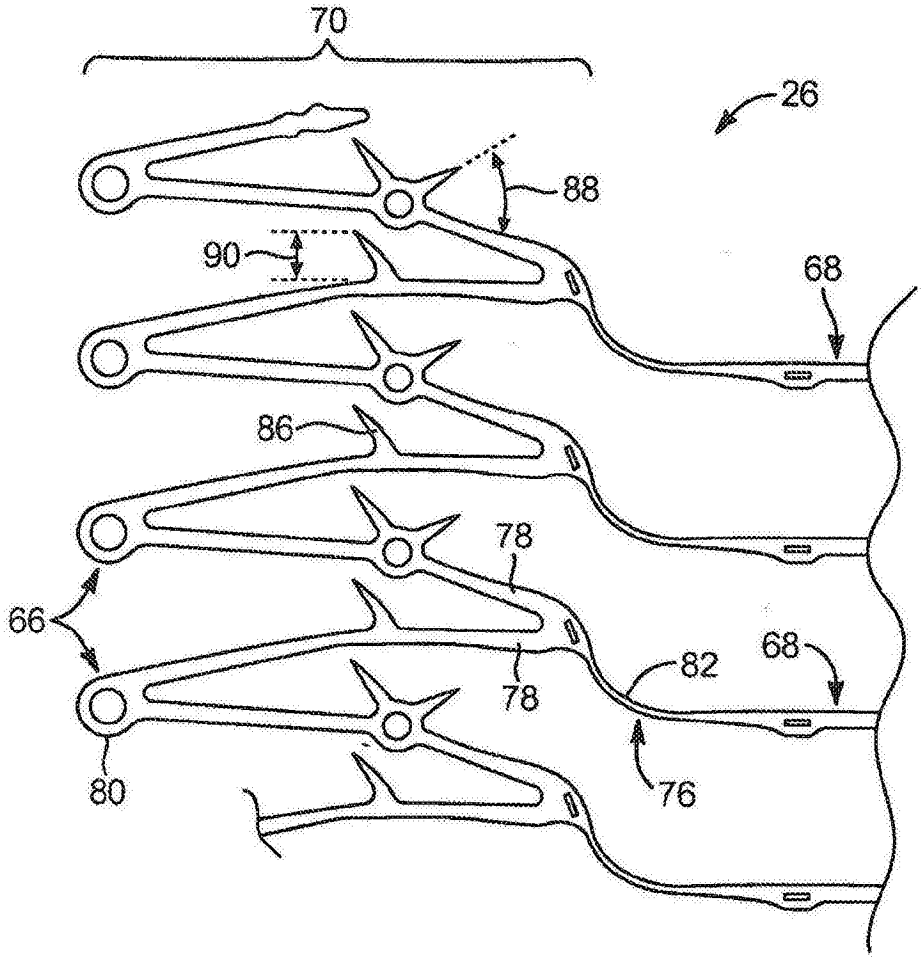


图3A

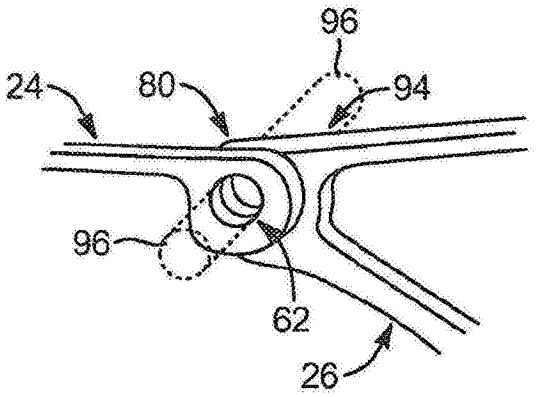


图3B

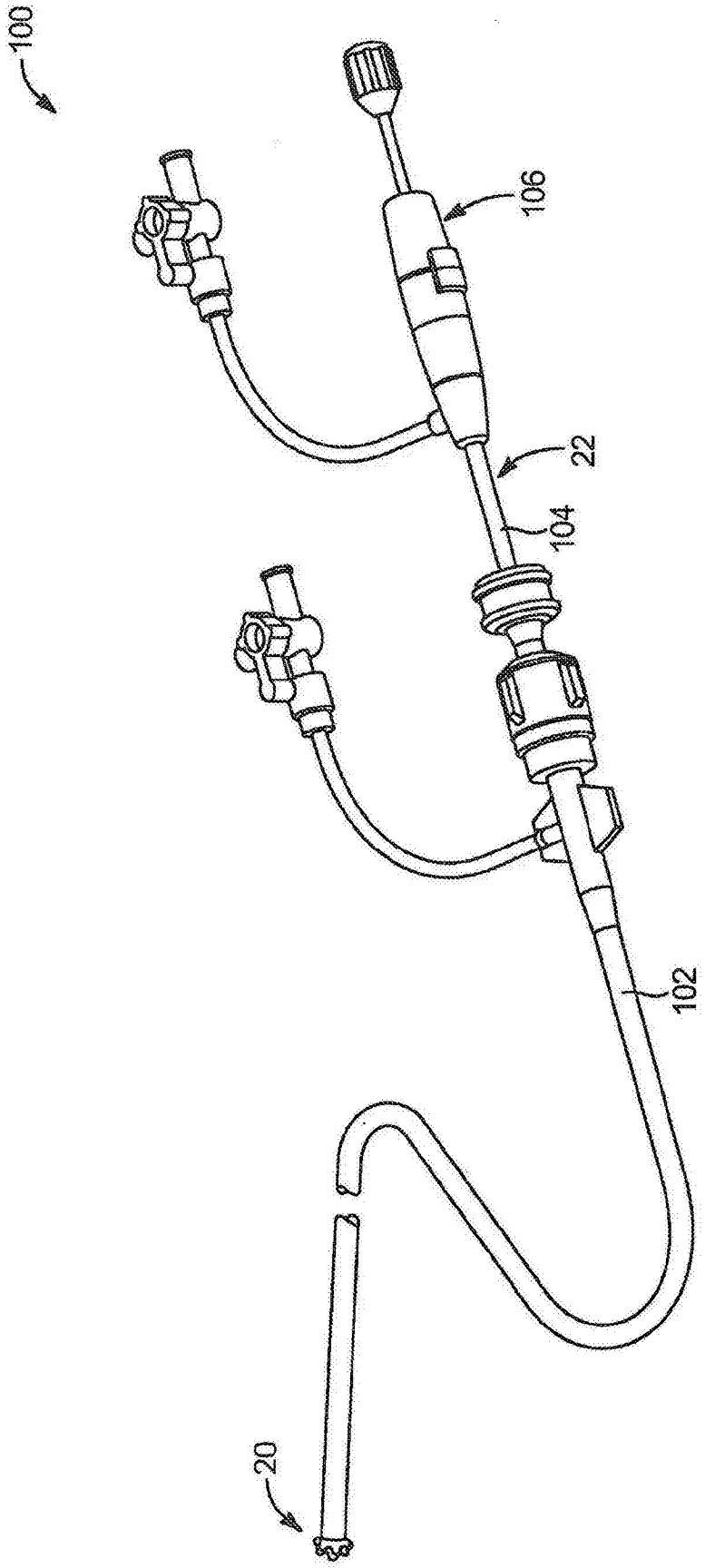


图4

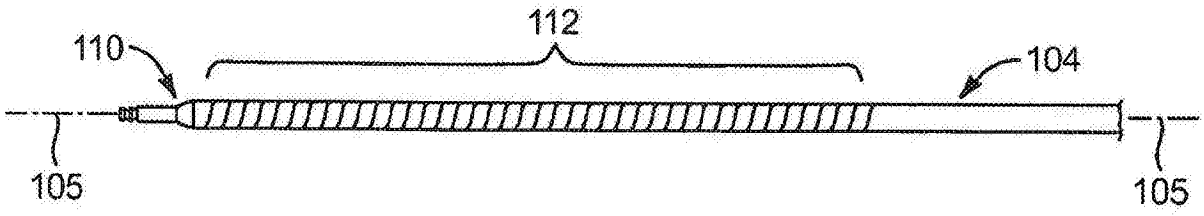


图5

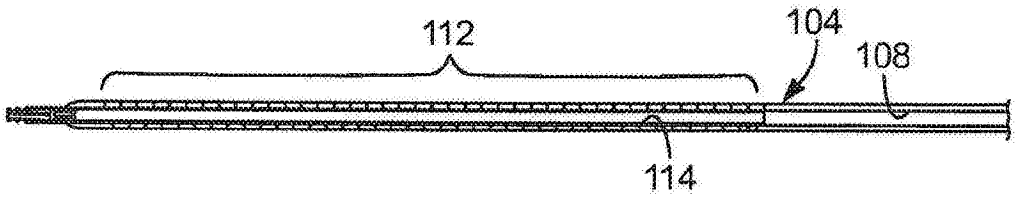


图5A

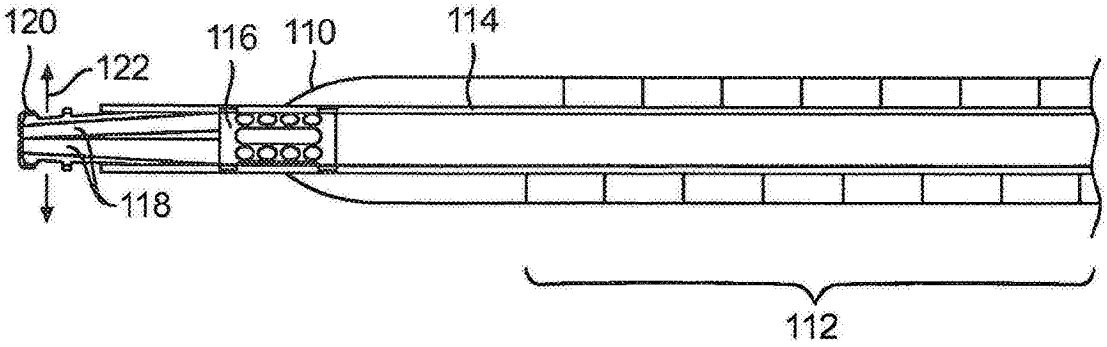


图5B

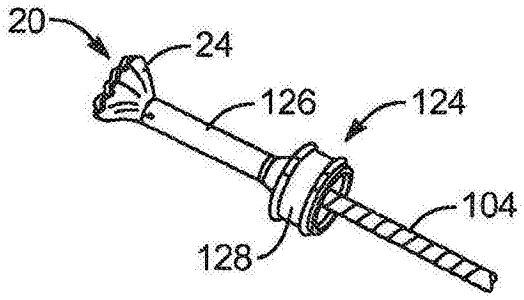


图6A

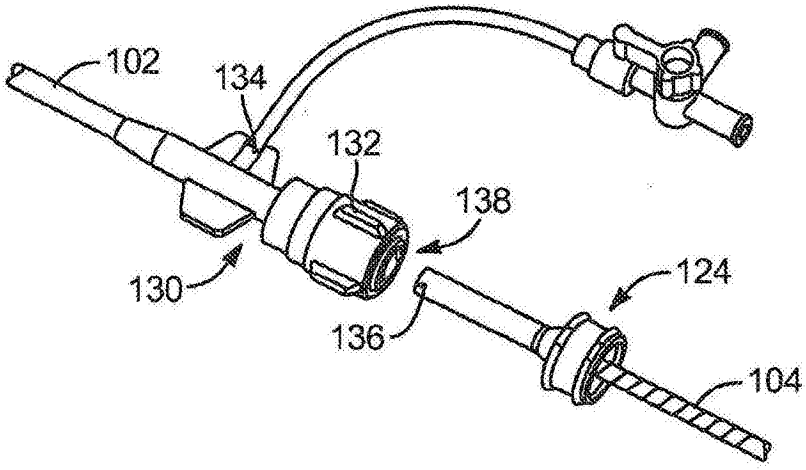


图6B

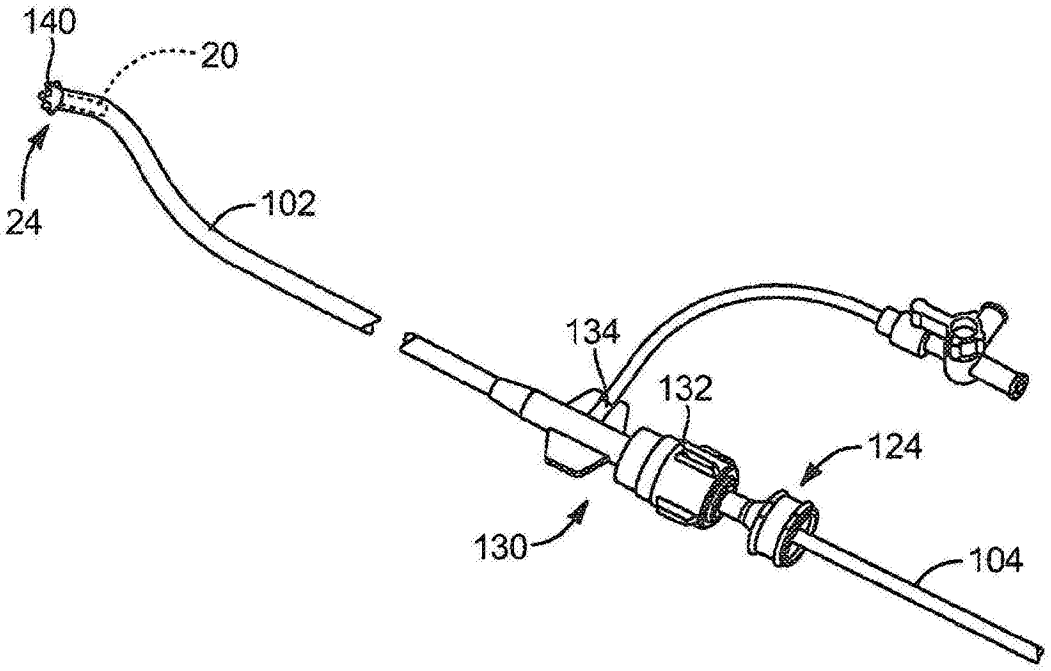


图6C

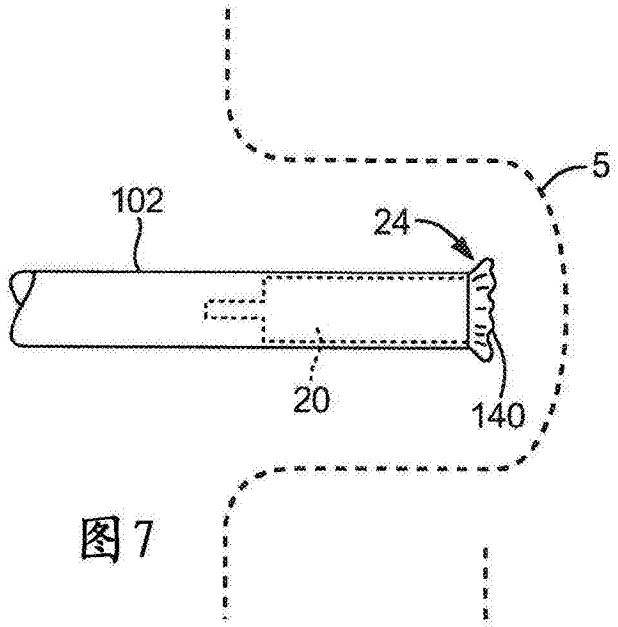

5
102
24
20
140

图7

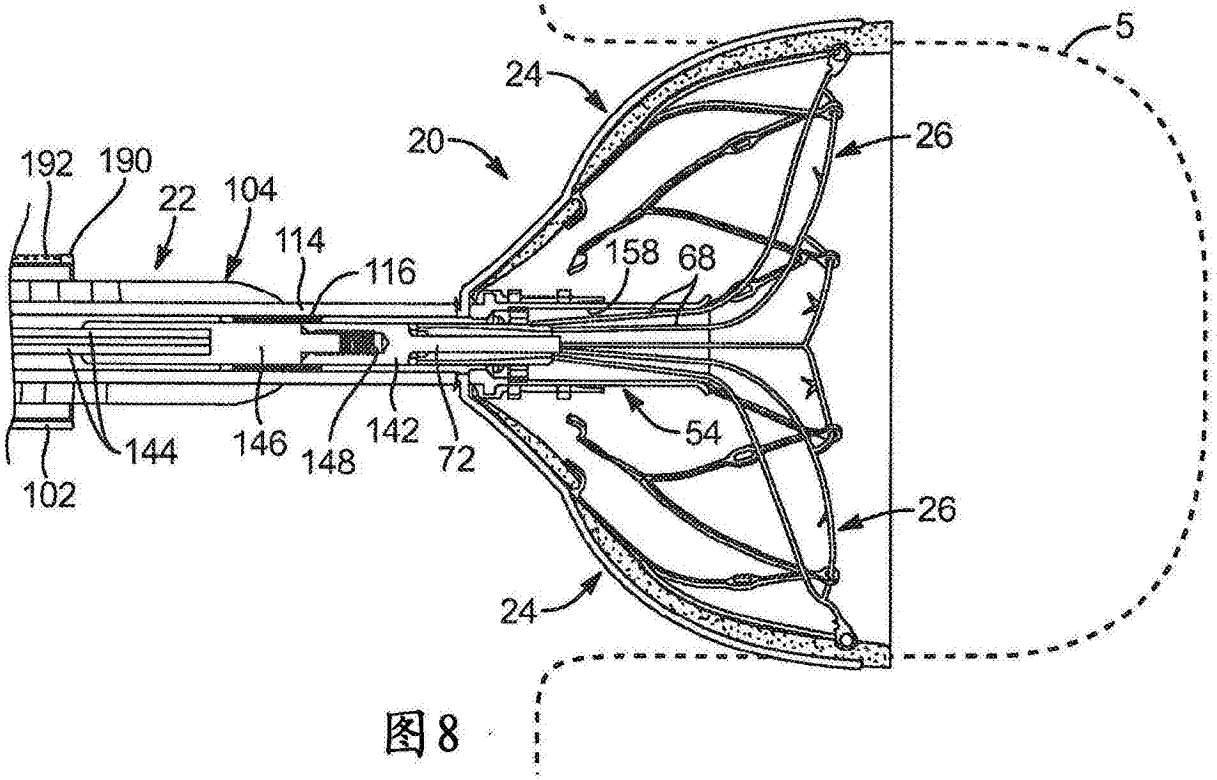

5
24
20
26
192
190
22
104
114
116
158
68
144
146
148
142
72
54
102
26
24

图8

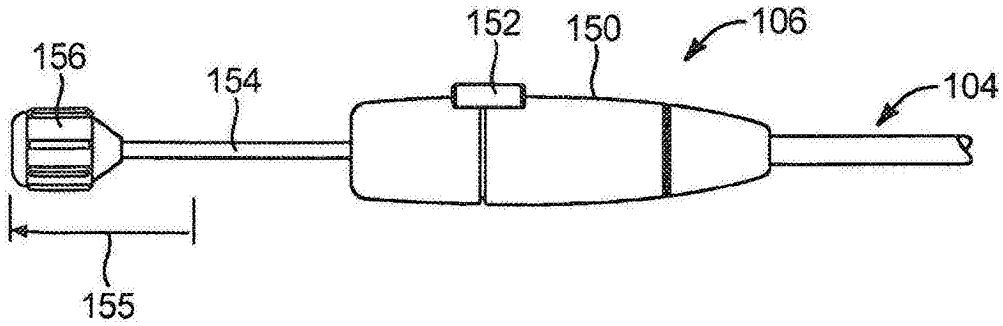

156
154
152
150
106
104
155

图8A

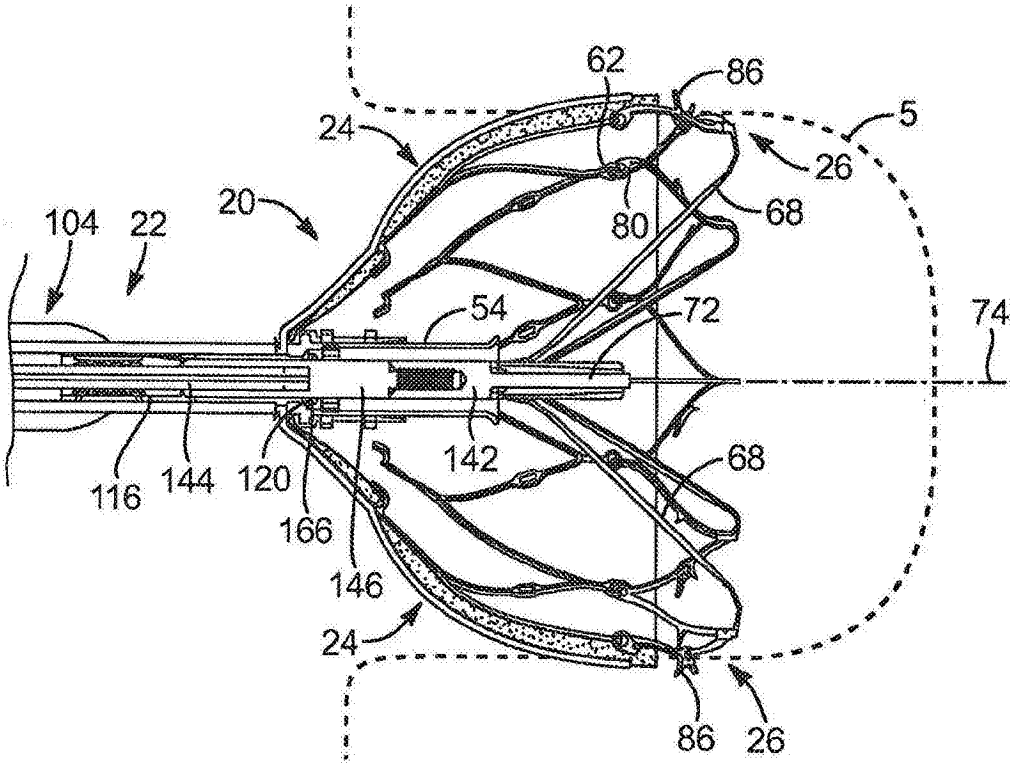

62
86
5
24
26
20
104
22
80
68
54
72
74
116
144
120
142
68
166
146
24
86
26

图9

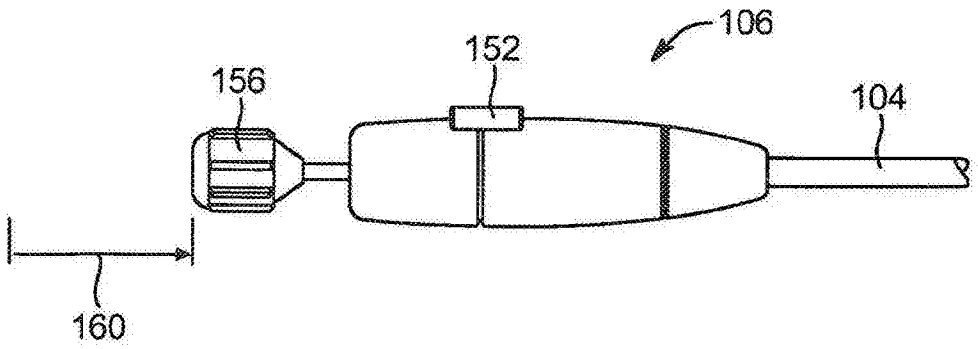

106
152
156
104
160

图9A

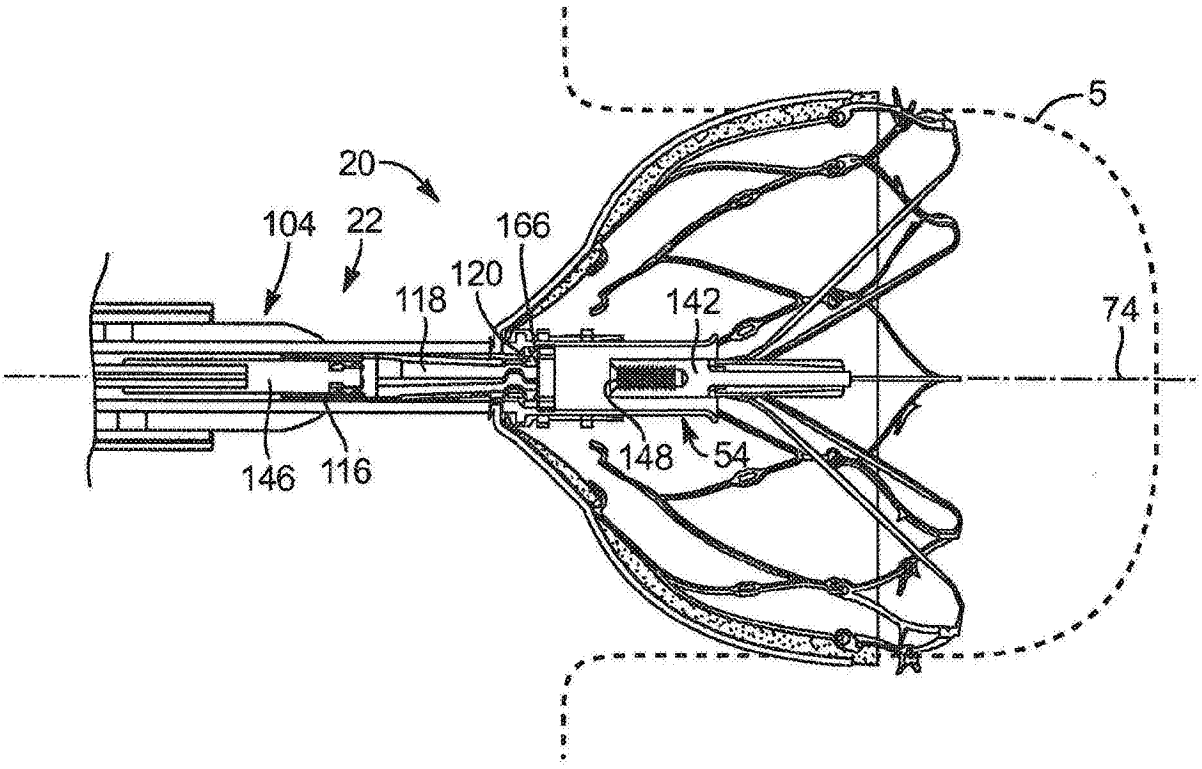


图10

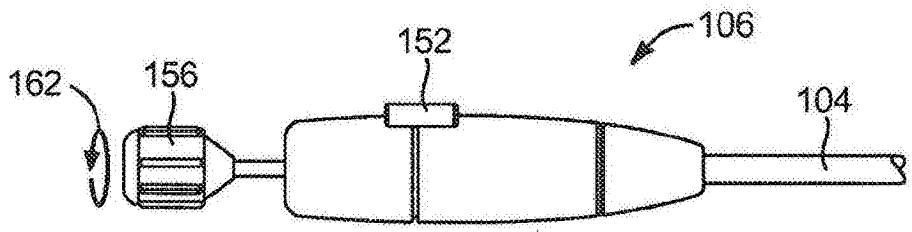


图10A

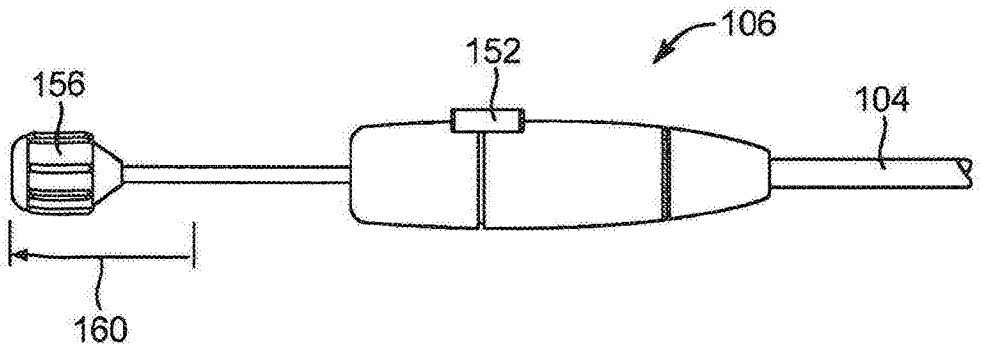


图10B

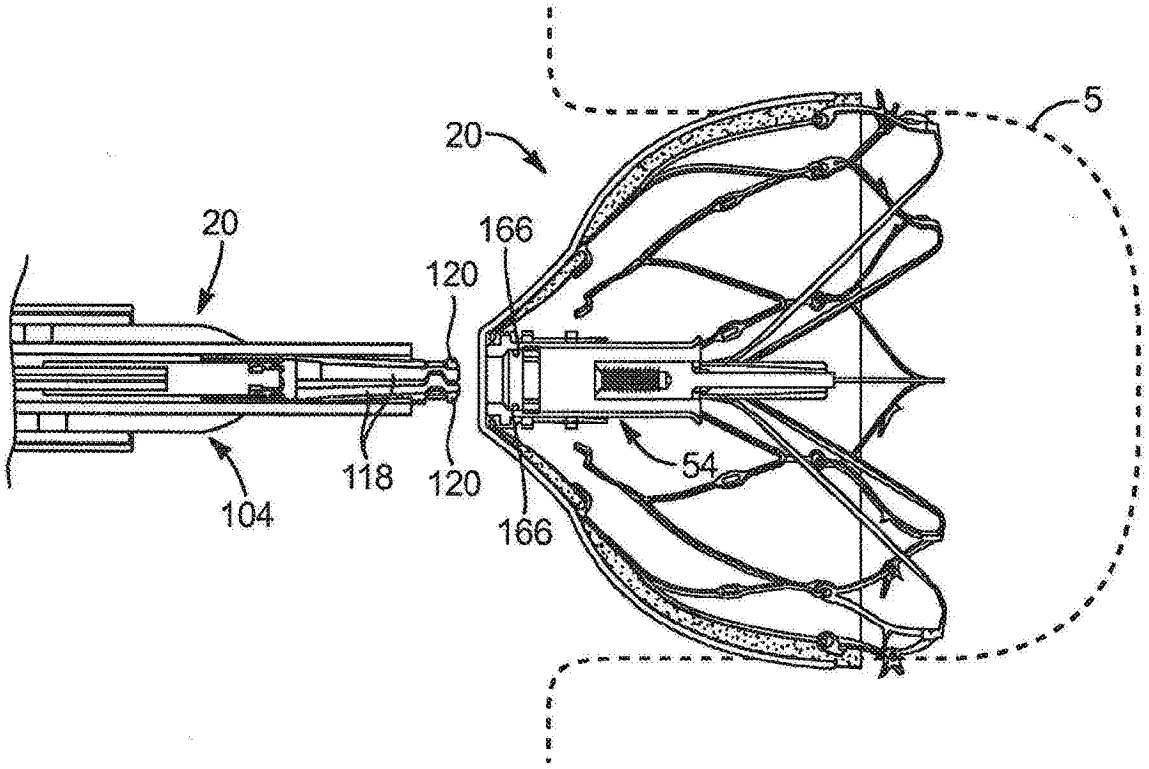


图11

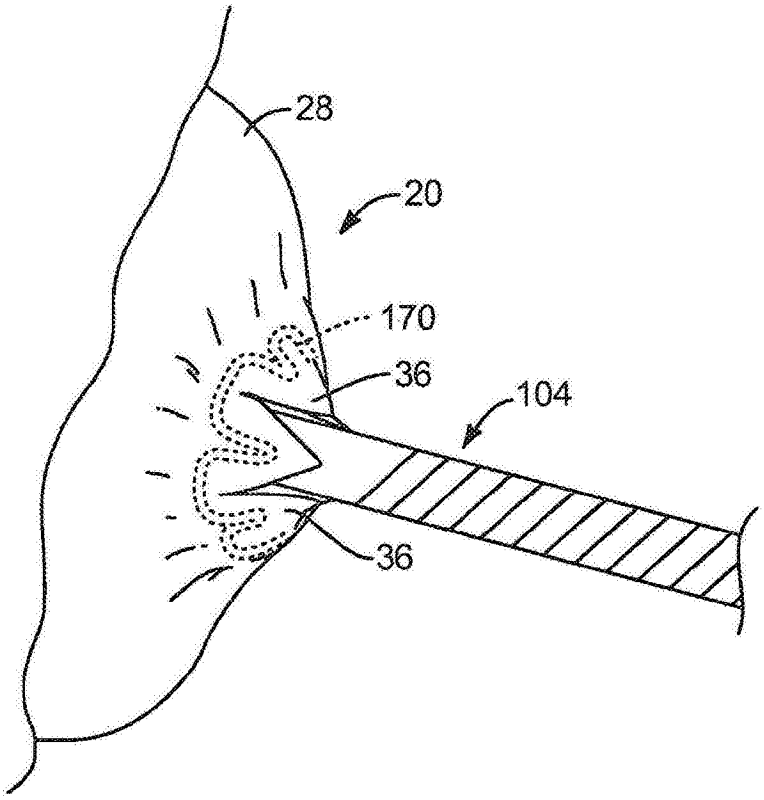


图12

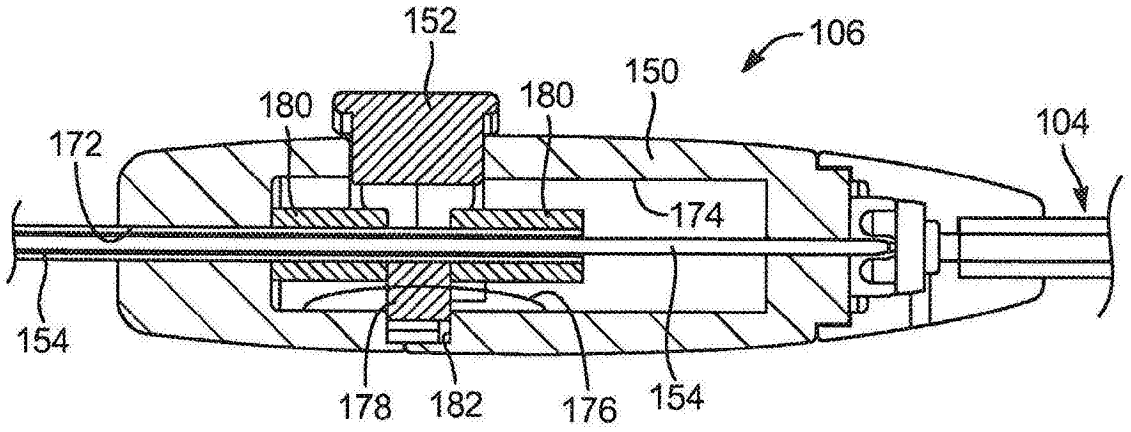

152
106
150
180
180
104
172
174
154
178
182
176
154

图13A

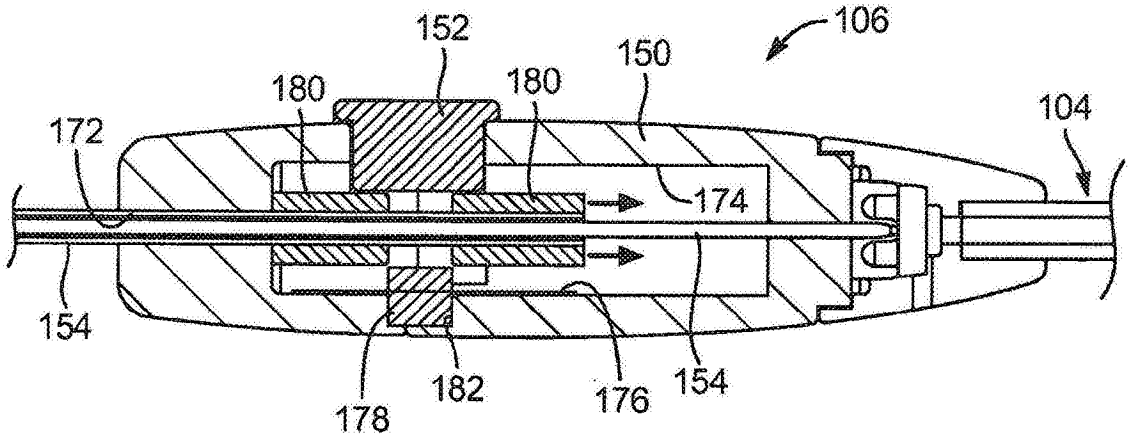

152
106
150
180
180
104
172
174
154
178
182
176
154

图13B

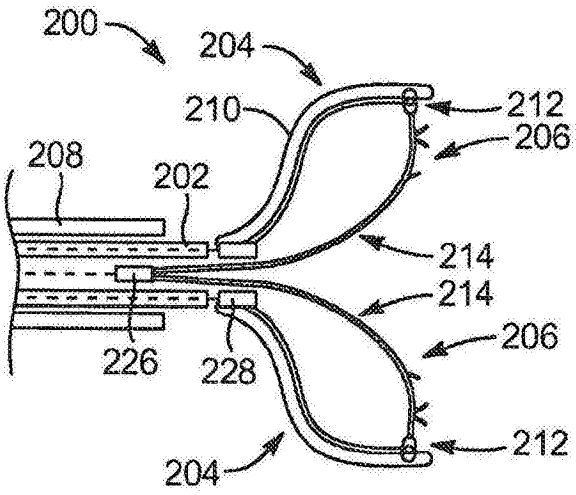


图14A

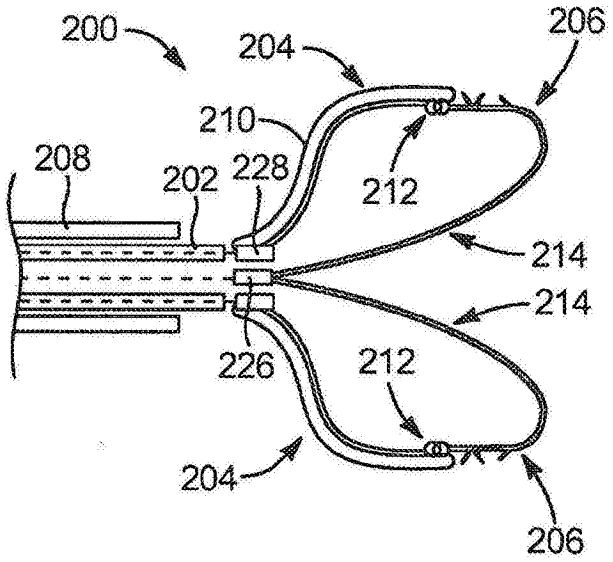


图14B

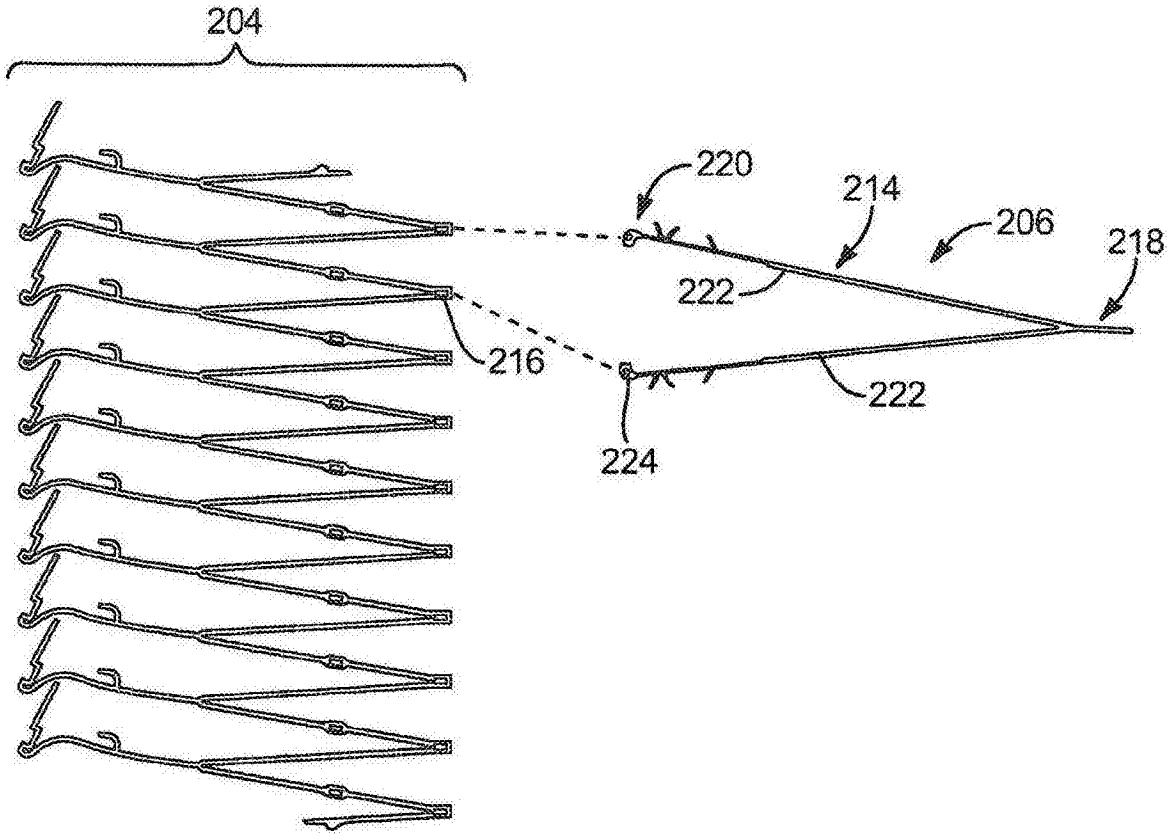


图15

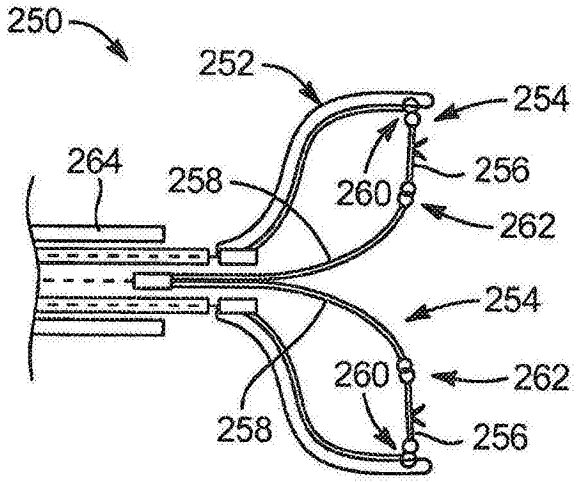


图16A

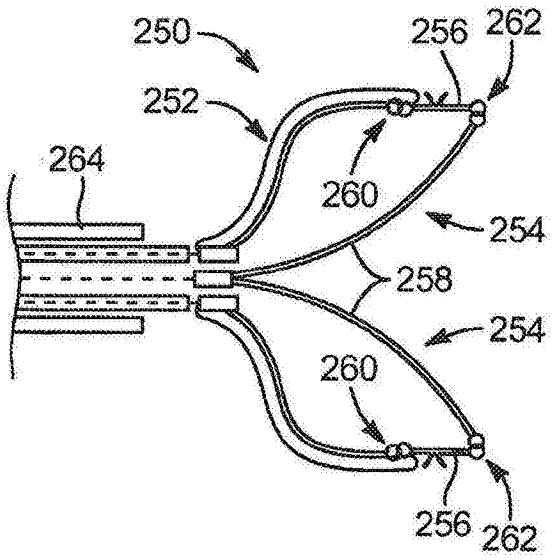


图16B

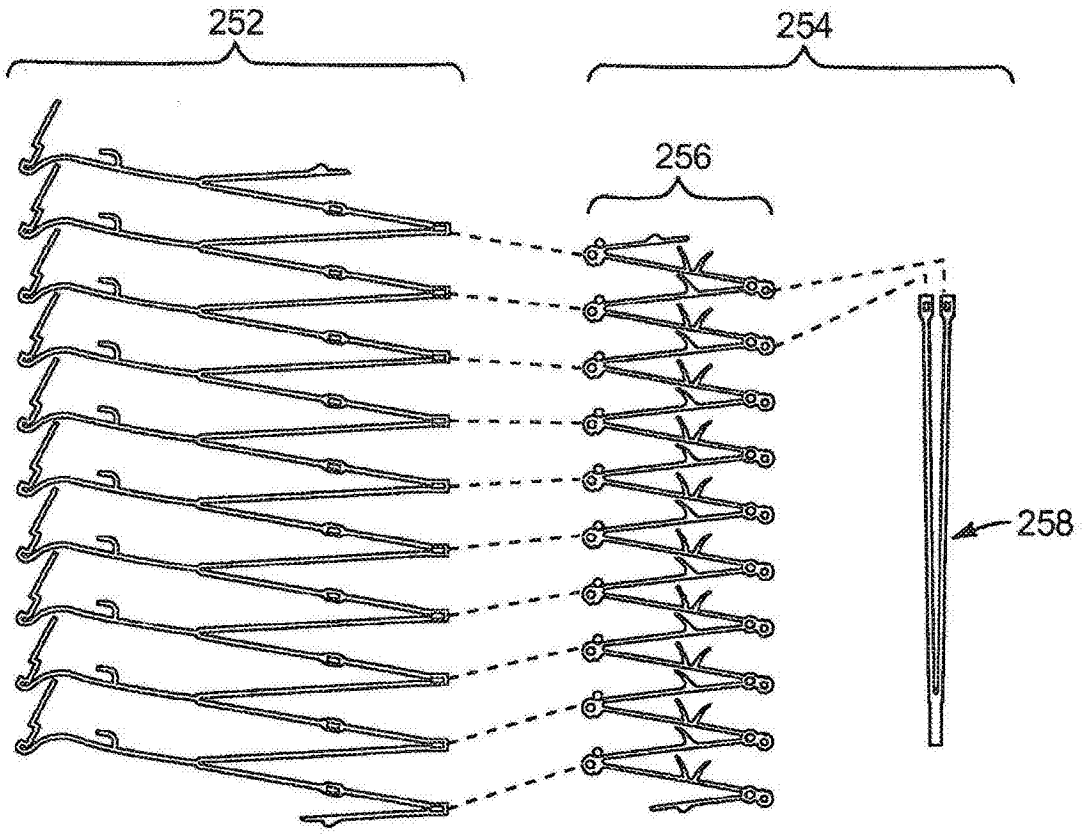


图17