



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103857329 B

(45)授权公告日 2017.04.19

(21)申请号 201280030571.9

(22)申请日 2012.03.01

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 103857329 A

(43)申请公布日 2014.06.11

(30)优先权数据  
61/478,340 2011.04.22 US  
61/555,190 2011.11.03 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2013.12.20

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/US2012/027182 2012.03.01

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02012/145073 EN 2012.10.26

(73)专利权人 托佩拉股份有限公司  
地址 美国亚利桑那州

(72)发明人 T·F·考迪斯 R·西拉  
E·T·约翰逊 R·R·拉格兰  
D·J·肯特

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100  
代理人 张兰英 李丹丹

(51)Int.Cl.  
A61B 5/042(2006.01)

(56)对比文件  
WO 9421170 A1,1994.09.29,附图8、19、21.  
US 2009171274 A1,2009.07.02,说明书第  
[0050]-[0074]段,附图3A-4D.  
US 6163716 A,2000.12.19,说明书第3-13  
栏,附图1-36.  
WO 2008141150 A2,2008.11.20,附图3G.

审查员 张莉平

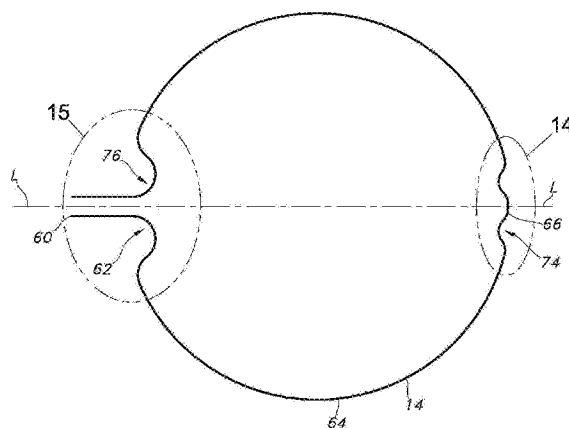
权利要求书2页 说明书30页 附图47页

(54)发明名称

用于检测心律紊乱的具有样条弯部的篮型心脏标测导管

(57)摘要

一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10),所述系统包括:第一细长管状构件(20);篮组件(12),该篮组件包括:多个挠性样条(14);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的近侧锚定件(18);该近侧锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的远侧末端(16),所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)限定位于它们之间的纵向轴线,样条(14)围绕纵向轴线设置;其中,样条(14)以约90度或小于约90度的角度(a)接近于远侧末端(18);处于径向扩张的非球形形状的样条(14)包含设置在样条(14)的远侧部(66)处的远侧向外弯曲的弯部(80),以使样条(14)朝近侧锚定件(18)向后弯曲。



1. 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统,所述系统包括:

第一细长管状构件,所述第一细长管状构件具有内腔、近端和远端;

篮组件,所述篮组件包括:

用于引导多个露出的电极的多个挠性样条,所述挠性样条具有近侧部、远侧部以及位于它们之间的中间部;

用于牢固地固定样条的近侧部的近侧锚定件;所述近侧锚定件固定到所述第一细长管状构件的所述远端处;

用于牢固地固定样条的远侧部的远侧末端,所述近侧锚定件和所述远侧末端限定位于它们之间的纵向轴线,所述样条围绕所述纵向轴线设置;

第二细长管状构件,所述第二细长管状构件具有内腔、近端和远端;

其中,所述样条以90度或小于90度的角度接近于所述远侧末端,所述角度由所述近侧锚定件和所述远侧末端之间的沿所述纵向轴线的线段所测量;

其中,所述样条包括超弹性材料,因而,所述篮组件在被径向压缩于所述第二细长管状构件的内腔中时具有大致圆柱形形状,并在不被径向压缩于所述第二细长管状构件的内腔中时并且穿过所述第二细长管状构件的远端设置时具有径向扩张的非球形形状;

处于径向扩张的非球形形状的样条中的至少一些在所述篮组件的远侧末端附近的位置包含设置在所述样条的远侧部处的远侧向外弯曲的弯部,以使所述样条朝所述近侧锚定件向后弯曲;

处于径向扩张的非球形形状的样条中的至少一些具有位于所述远侧末端与所述远侧向外弯曲的弯部之间的远侧向内弯曲的弯部;

其中,当所述篮组件滑动地运动穿过所述第二细长管状构件的远端时,所述篮组件自动地自扩张成所述径向扩张的非球形形状以使远侧向外弯曲的弯部的顶点设置成超出所述远侧末端;以及

与处于所述中间部处的样条宽度相比,所述样条在位于末端附近的所述远侧部处具有缩小的宽度,以当所述篮组件滑动地压缩于所述第二细长管状构件内时,使所述末端自动地延伸超出所述向外弯曲的弯部并且使所述远侧向内弯曲的弯部向外挠曲。

2. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述远侧样条部固定地并且不滑动地设置在所述远侧末端内。

3. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述远侧样条部固定地并且不滑动地以预定的角度关系设置在所述远侧末端内。

4. 如权利要求3所述的系统,其特征在于,形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端处的所述样条之间的角度大致彼此相等。

5. 如权利要求3所述的系统,其特征在于,形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端处的所述样条之间的至少一个角度与位于所述远侧末端处的所述样条之间的另一角度不同。

6. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述样条具有远端部;此外,远侧样条端部固定地和不滑动地设置在所述远侧末端内。

7. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述样条以小于45度的角度接近于所述远侧末端,所述角度由所述近侧锚定件和所述远侧远侧末端之间的沿纵向轴线的线段所测量。

8. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述远侧末端具有非形成血栓的外表面,所述外表面不带有将允许血液通过或进入的空隙和凹槽。

9. 如权利要求1所述的系统,其特征在于,所述远侧末端由用于牢固地固定所述样条的所述远侧部的装置构成。

## 用于检测心律紊乱的具有样条弯部的篮型心脏标测导管

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2011年11月3日提交的美国临时申请61/555,190和2011年4月22日提交的美国临时申请61/478,340的权益,在此以参见的方式引入上述两个申请的全部内容。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及利用篮型心脏标测导管来检测心律紊乱。本发明还涉及一种心脏篮,该心脏篮具有样条弯曲部,以精确检测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压。

[0004] 发明的背景技术

[0005] 心律紊乱在美国非常普遍,并且是发病、失业和死亡的重要原因。心律紊乱以许多形式存在,它们当中最复杂和难以治疗的是心房颤动(AF)、室性心动过速(VT)和心室颤动(VF)。其他节律紊乱更易于治疗,但也可在临床上明显的,包括室上性心动过速(SVT)、房性心动过速(AT),心房扑动(AFL)、房性期前复合波/房性过早搏动(PAC,APC)和室性期前复合波/室性过早搏动(PVC)。在某些条件下,正常窦房结的快速激动甚至可以造成心律紊乱,诸如是不适当窦性心动过速或窦房结折返。

[0006] 通常采用放置于心腔内的电极承载导管来进行确诊。电极沿导管轴杆或篮样条定位,以试图分析或标测心腔内的电活动。标测通常涉及在心电图外(皮肤上贴片)和心电图内(带有电极的导管)的使用或形成。典型的心脏循环(心跳)的心电图由P波、QRS复合波和T波构成。在正常的心房去极化过程中,主要电矢量来自SA结,并从右心房传播到左心房。心房去极化由心电图上的P波来表示。QRS复合波反应右心室和左心室的快速去极化。T波表示心室的复极化(或恢复)。

[0007] 然而,现有技术的装置经常不提供完整和稳定的心腔内的电活动图(记录心电图)。特别是,右心房和左心房的某些部位内的电活动(例如,房隔,右肺静脉区域)经常难以标测,因为现有技术的装置不能充分顺应于心房的不规则形状以及它们在心跳过程中变化的形状。此外,现有技术的装置不提供尺寸上和/或空间上稳定和完整的心电图,因为现有技术的装置通常随着心跳而运动,由此使一些或全部电极离开心脏组织运动并使电极与心房组织的对应位置的相对位置变化。

[0008] 由此,本领域中需要一种心脏标测导管,该心脏标测导管能通常以心电图的形式提供改善的和尺寸上和/或空间上稳定的用于诊断的信号,以及更全面地覆盖心脏组织。

### 发明内容

[0009] 本发明提供使用经皮导管来检测心律紊乱的装置、系统和方法,该经皮导管设计成允许从三维阵列的表面电极获取许多同时的心内膜心电图,该导管文中被称为“篮型心脏标测导管”。

[0010] 在本发明的一个实施例中,一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统,该系统包括:第一细长管状构件,该第一细长管状构件具有内腔、近端和远端;篮组件,该篮组件包括:用于引导多个露出的电极的多个挠性样条(spline,板条),这些挠性样

条具有近侧部、远侧部以及位于它们之间的中间部；用于牢固地固定样条的近侧部的近侧锚定件；该近侧锚定件固定到第一细长管状构件的远端处；用于牢固地固定样条的远侧部的远侧末端，近侧锚定件和远侧末端限定位于它们之间的纵向轴线，而样条围绕该纵向轴线设置；其中，样条以约90度或小于约90度的角度接近于远侧末端，如相对于近侧锚定件和远侧末端之间的沿纵向轴线的线段所测量的那样；其中，样条包括超弹性材料，因而，篮组件在被径向压缩时具有大致圆柱形形状，并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状；以及其中，处于径向扩张的非球形形状的样条中的至少一些在篮组件的远侧末端附近的位置包含设置在样条的远侧部处的远侧向外弯曲的弯部，以使样条朝向近侧锚定件向后弯曲。

[0011] 在本发明的另一方面，一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统，该系统包括：第一细长管状构件，该第一细长管状构件具有内腔、近端和远端；篮组件，该篮组件包括：用于引导多个露出的电极的多个挠性样条，所述挠性样条具有近侧部、远侧部以及位于它们之间的中间部；用于牢固地固定样条的近侧部的近侧锚定件；该锚定件固定到第一细长管状构件的远端处；用于牢固地固定样条的远侧部的远侧末端；近侧锚定件和远侧末端限定纵向轴线，样条围绕该纵向轴线设置；其中，样条以约90度或小于约90度的角度接近于远侧末端，如从近侧锚定件和远侧末端之间的沿纵向轴线的线段所测量的那样；其中，样条包括超弹性材料，因而，篮组件在被径向压缩时具有大致圆柱形形状，并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状；以及其中，处于径向扩张的非球形形状的样条中的每个在篮组件的近侧锚定件附近的位置包含位于样条的近侧部内的近侧回弯部，近侧回弯部包括近侧向外弯曲的弯部以及位于所述近侧向外弯曲的弯部和近侧锚定件之间的近侧向内弯曲的弯部，近侧向内弯曲的弯部的顶点沿朝向远侧末端的方向设置，并比近侧向外弯曲的弯部进一步向内更接近于远侧末端设置。

[0012] 在本发明的又一方面，一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统，该系统包括：第一细长管状构件，该第一细长管状构件具有内腔、近端和远端；篮组件，该篮组件包括：用于引导多个露出的电极的多个挠性样条，这些挠性样条具有近侧部和远侧部；用于牢固地固定样条的近侧部的近侧锚定件；该近侧锚定件固定到第一细长管状构件的远端处；用于牢固地固定样条的远侧部的远侧末端；近侧锚定件和远侧末端限定纵向轴线，样条围绕该纵向轴线设置；其中，样条以小于约45度的角度接近于远侧末端，如从近侧锚定件和远侧末端之间的沿纵向轴线的线段所测量的那样；其中，样条包括超弹性材料，因而，篮组件在被径向压缩时具有大致圆柱形形状，并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状；其中，处于径向扩张的非球形形状的样条在篮组件的远侧末端附近的位置包含设置在样条的远侧部内的远侧向外弯曲的弯部，以使样条朝向近侧锚定件向后弯曲；其中，样条在远侧末端和远侧向外弯曲的弯部之间具有远侧向内弯曲的弯部；其中，当篮组件处于径向扩张的非球形形状时，样条延伸超过远侧末端，以及当篮组件处于所述径向扩张的非球形形状时，远侧向外弯曲的弯部的顶点设置成超出远侧末端；以及其中，处于径向扩张的非球形形状的样条中的每个在篮组件的近侧锚定件附近的位置包含位于样条的近侧部内的近侧回弯部，该近侧回弯部包括近侧向外弯曲的弯部以及位于近侧向外弯曲的弯部和近侧锚定件之间的近侧向内弯曲的弯部，而近侧向内弯曲的弯部的顶点沿朝向远侧末端的方向设置，并且比近侧向外弯曲的弯部进一步向内更接近于远侧末端设置。

[0013] 在本发明的另一方面,一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统,该系统包括:第一细长管状构件,该第一细长管状构件具有内腔、近端和远端;篮组件,该篮组件包括:用于引导多个露出的电极的多个挠性样条,这些挠性样条具有近侧部和远侧部;用于牢固地固定样条的近侧部的近侧锚定件;该近侧锚定件固定到第一细长管状构件的远端处;用于牢固地固定样条的远侧部的远侧末端;近侧锚定件和远侧末端限定纵向轴线,样条围绕该纵向轴线设置;其中,样条包括超弹性材料,因而,篮组件在被径向压缩时具有大致圆柱形形状,并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状;其中,处于径向扩张的非球形形状的样条中的每个在篮组件的锚定件附近的位置包含位于样条的近侧部内的近侧回弯部;该近侧回弯部包括近侧向外弯曲的弯部以及位于近侧向外弯曲的弯部和近侧锚定件之间的近侧向内弯曲的弯部,近侧向内弯曲的弯部的顶点沿朝向远侧末端的方向设置,并且比近侧向外弯曲的弯部进一步向内更接近于远侧末端设置;以及一些样条的近侧向内弯曲的弯部具有与其它样条的近侧向内弯曲的弯部不同的几何形状;以及各个样条中的一个或多个组织接触部呈相对彼此不同的长度,以及样条的近侧向内弯曲的弯部中的每个具有补偿长度,以使所有样条的近侧向内弯曲的弯部与面向组织部之和基本上相等。

[0014] 本发明的这些和其它特征和优点将从结合附图读取的本发明的示例性实施例的如下详细说明中变得清楚。在整个附图的若干视图中,对应的参考元件数字或符号指示对应的部件。

## 附图说明

[0015] 图1是本发明的篮型心脏标测导管系统的立体图。

[0016] 图2是根据本发明的图1的篮型心脏标测导管系统的侧视图。

[0017] 图3是用于将图1的篮型心脏标测导管和图4的引导导管输送到体腔内或器官内的现有技术的引入导管的示意图。

[0018] 图4是用于将图1的篮型心脏标测导管输送到体腔内或器官内的现有技术的引导导管的示意图。

[0019] 图5是根据本发明的图1的系统的篮的一部分的局部放大剖视图,该图示出超出止血穿透器和/或引导导管并位于其外的扩张的篮。

[0020] 图6是根据本发明的图1的系统的篮的一部分的局部放大剖视图,该图示出位于止血穿透器和/或引导导管内的径向压缩的篮。

[0021] 图7是根据本发明的图1的系统的篮的一部分的放大侧视图,该图示出M形对称的远侧样条。

[0022] 图8是根据本发明的图7的M形篮的立体图。

[0023] 图9是根据本发明的图7的M形篮的右视图,该图示出对称的样条角度。

[0024] 图10是图1的系统的篮的立体图,该图示出根据本发明的篮实施例的M形非对称的远侧样条。

[0025] 图11是根据本发明的图10的M形篮的右视图,该图示出非对称的样条角度。

[0026] 图12是根据本发明的图7的M形篮的样条的侧视图,该图示出近侧样条回弯部。

[0027] 图13是根据本发明的图12的样条的立体图。

[0028] 图14是根据本发明的图12的样条的远侧部的分解侧视图。

- [0029] 图15是根据本发明的图12的样条的近侧部的分解侧视图。
- [0030] 图16是根据本发明的图12的样条的远侧部的一部分的放大右视图,该图示出远侧变薄部。
- [0031] 图17是根据本发明的图1的系统的篮的另一实施例的放大侧视图,该图示出M形远侧样条部和近侧切向样条弯部。
- [0032] 图18是根据本发明的图1的系统的篮的另一实施例的放大侧视图,该图示出远侧样条D形弯部和近侧回弯部。
- [0033] 图19是根据本发明的图18的样条的立体图。
- [0034] 图20是根据本发明的图18的样条的远侧部的分解图。
- [0035] 图21是根据本发明的图1的系统的篮的又一实施例的放大侧视图,该图示出远侧样条D形弯部和近侧切向样条弯部。
- [0036] 图22A到22D示出根据本发明的变薄样条部的侧视图。
- [0037] 图23A示出根据本发明的具有弯折点的处于中性位置的样条的一部分的侧视图。
- [0038] 图23B示出根据本发明的具有弯折点的处于偏转位置的样条的一部分的侧视图。
- [0039] 图24是根据本发明的以锐角从远侧末端露出的样条的示意图。
- [0040] 图25是根据本发明的以大致直角从远侧末端露出的样条的示意图。
- [0041] 图26A是根据本发明的两部分式焊接的远侧末端的正视立体图。
- [0042] 图26B是根据本发明的图26A的远侧末端的后视立体图。
- [0043] 图26C是根据本发明的图26A的远侧末端的顶部的正视立体图。
- [0044] 图26D是根据本发明的图26A的远侧末端的顶部的仰视图。
- [0045] 图26E是根据本发明的图26A的远侧末端的顶部的正视立体图。
- [0046] 图26F是根据本发明的具有圆形或圆顶形的上部的两部分式焊接的远侧末端的又一实施例的正视立体图。
- [0047] 图27A是根据本发明的包封的细丝卷绕的远侧末端的正视立体图。
- [0048] 图27B是根据本发明的图27A的远侧末端的侧视图。
- [0049] 图27C是根据本发明的图27A的远侧末端的后视立体图。
- [0050] 图27D是根据本发明的图27A的远侧末端的细丝缠绕的俯视立体图。
- [0051] 图27E是根据本发明的图27A的远侧末端的细丝缠绕的后视立体图。
- [0052] 图28A是根据本发明的具有半样条的两部分式远侧末端的另一实施例的侧剖图。
- [0053] 图28B是根据本发明的具有半样条的两部分式远侧末端的另一实施例的侧剖图。
- [0054] 图28C是根据本发明的具有全样条的两部分式铆接的远侧末端的另一实施例的侧剖图。
- [0055] 图28D是用于根据本发明的图28C的远侧末端的对准的样条的仰视图。
- [0056] 图29是根据本发明的包封的远侧末端的侧视图。
- [0057] 图30A是根据本发明的隔膜远侧末端的俯视图。
- [0058] 图30B是图30A的隔膜末端的局部剖视图。
- [0059] 图31A是根据本发明的带凹槽的近侧锚定件的立体图。
- [0060] 图31B是根据本发明的图31A的带凹槽的锚定件的右侧剖视图。
- [0061] 图31C是根据本发明的图31A的带凹槽的锚定件的分解局部侧视图。

- [0062] 图31D是根据本发明的图31A的带凹槽的锚定件的局部剖视图,该锚定件可固定地设置到图1的系统的导管本体的一部分。
- [0063] 图32A是根据本发明的具有样条凹口的样条的近侧部的视图。
- [0064] 图32B是根据本发明的用于固定图32A的样条的锚定件的示意图。
- [0065] 图32C是根据本发明的图32B的局部分解图。
- [0066] 图33A是根据本发明的图1的系统的篮的分解立体图,该图示出具有样条管组件的样条。
- [0067] 图33B是根据本发明的图33A的篮的侧视图。
- [0068] 图34A和34B是根据本发明的图33A的样条管组件的一部分的剖视图。
- [0069] 图34C是根据本发明的图34A和34B的样条的分解剖视图。
- [0070] 图34D是根据本发明的具有不透辐射标记的样条管组件的剖视图。
- [0071] 图34E是根据本发明的图34D的不透辐射标记的剖视图。
- [0072] 图34F是根据本发明的沿样条管组件的长度具有不透辐射标记的样条管组件的局部剖视图。
- [0073] 图34G表示根据本发明的具有不透辐射标记结构的篮的侧视图的荧光检查图像,以示出样条和电极位置。
- [0074] 图34H是根据本发明的图34G的篮的立体图的荧光检查图像。
- [0075] 图34I是根据本发明的图34G的篮的转过的侧视图的荧光检查图像。
- [0076] 图35A是根据本发明的的样条管组件的立体图。
- [0077] 图35B是根据本发明的的样条管组件的另一立体图。
- [0078] 图35C是根据本发明的的样条管组件的分解立体图。
- [0079] 图35D是根据本发明的样条管组件的近侧部的分解局部剖视图。
- [0080] 图35E是根据本发明的样条管组件的远侧部的分解局部剖视图。
- [0081] 图35F是根据本发明的样条管组件的近侧部的分解局部剖视图,该图示出与样条管组件的壁相嵌的两个柔性电路。
- [0082] 图35G是根据本发明的样条管组件的近侧部的分解局部剖视图,该图示出与样条管组件的壁相嵌的一个柔性电路。
- [0083] 图35H是根据本发明的样条管组件的一部分的分解局部剖视图,该图示出过渡到样条管组件的内腔内的柔性电路。
- [0084] 图36A是根据本发明的柔性电路的俯视图。
- [0085] 图36B是根据本发明的图36A的柔性电路的仰视图。
- [0086] 图36C是根据本发明的图36A的柔性电路的一部分的分解右侧仰视图。
- [0087] 图36D是根据本发明的图36A的柔性电路的一部分的分解左侧俯视图。
- [0088] 图36E是根据本发明的图36A的柔性电路的一部分的分解左侧仰视图。
- [0089] 图36F是根据本发明的图36A的柔性电路的一部分的示意剖视图。
- [0090] 图37A是根据本发明的柔性电路的另一实施例的俯视图。
- [0091] 图37B是根据本发明的图37A的柔性电路的一部分的分解右侧俯视图。
- [0092] 图37C是根据本发明的图37A的柔性电路的一部分的分解右侧仰视图。
- [0093] 图38A是根据本发明的嵌入或压入衬底内的柔性电路的立体图。



- [0094] 图38B是根据本发明的图38A的柔性电路的局部侧向剖视图。
- [0095] 图39是根据本发明的柔性电路的另一实施例的俯视图。
- [0096] 图40A是根据本发明的具有柔性电路的四线(式)组件的局部立体图。
- [0097] 图40B是根据本发明的具有图40A的柔性电路的四线组件的局部剖视图。
- [0098] 图41A是根据本发明的具有编织屏蔽件和抗弯折珠缘的导管轴杆的局部切去立体图。
- [0099] 图41B是根据本发明的具有编织屏蔽件和抗弯折珠缘的导管轴杆的又一实施例的局部切去立体图。
- [0100] 图42A是根据本发明的不对称的导管篮的侧视图。
- [0101] 图42B是根据本发明的对称篮的正视图。
- [0102] 图42C是根据本发明的不对称篮的正视图。
- [0103] 图43A是借助本发明的导管篮系统获得的心电图。
- [0104] 图43B是借助现有技术的导管篮系统获得的心电图。

### 具体实施方式

[0105] 图1是本发明的篮型心脏标测系统或组件10的立体图,而图2是图1的导管系统或组件10的侧视图。如图1和2中所示,导管系统或组件10由三个子组件构成:包括止血穿透器组件25在内的标测导管组件8、以及加长电缆组件31。标测导管组件8包括样条篮12,该样条篮包括:带有具有电极(未示出)的样条管组件(未示出)的样条14;导管本体或轴杆20;止血穿透器组件25(包括止血穿透器管22和止血穿透器手柄24);手柄应变消除部26;手柄28,以及一体的连接器(未示出)。加长电缆组件31包括匹配的连接器和加长电缆32;它们如所示是相关联的。导管组件8允许在患者体内容易地操作并精确定位和控制篮12。连接器30期望是圆形的,因此,当篮12设置在患者体内时没有转动偏置。例如矩形连接器抓持部(未示出)的非圆形连接器抓持部会提供转动偏置,该转动偏置如果期望则可用于本发明。匹配的连接器和电缆组件31用于将导管组件8连接到外部装置(未示出),诸如是接收并分析来自导管组件10的电信号的装置。应变消除部段26特别是在导管组件8设置在患者体内时用于向导管本体20提供抗扭结力。

[0106] 样条篮12的样条14通过远侧末端16固定在篮12的一个端部处,即远端处,并且还通过近侧锚定件18固定在篮12的相对端部处,即近端处。将锚定件18固定到本发明的导管8的导管本体20的内腔20C内和/或导管本体20的远端20B。导管本体20的近端20A固定到手柄28的应变消除部段26。

[0107] 样条篮12可输送通过并进入人体器官内,诸如但不限于心脏的右心房。一种有用的输送技术包括赛丁格(Seldinger)输送技术。赛丁格技术采用较短的引入导管,诸如图3中所示的引入导管34,和如图4中所示的较长导管,诸如导管46,当借助本发明的系统10来描述时,较长导管也被称为引导导管或输送套管。引入导管或引入器34通常相当短,长度大约为6英尺,并用于引导通过肌肉并进入期望的静脉。导管46通常是较长的引导套管,通常为60毫米到80毫米长。在典型的赛丁格技术中,用尖锐的中空针或套管针(未示出)刺穿血管或体腔。如果期望,然后可使导丝(未示出)前进通过套管针的内腔,并且撤出套管针。然后,引入导管34可在引导线上进入体腔或血管内。引入导管34包括中空的介绍器内腔36。引

入导管34的远端42定位到血管或体腔内。引入导管34的近端44留在患者体外,以允许医师控制引入导管42的远端的位置。引入导管34的近端44可包括止血阀38和盐水冲洗腔40。引导导管46的导管内腔48可通过引入导管34的内腔36输送到期望的人体位置。引导导管46包括远端54和近端56。引导导管46还可包括近侧止血阀50和盐水冲洗腔52。

[0108] 如文中所用,术语“近侧”一般是指朝向医师的位置或方向。如文中所用,术语“远侧”一般是指远离医师的位置或方向。此外,术语内、向内等一般是指朝向篮12的内部的的方向,例如朝向远侧末端16和近侧锚定件18之间的纵向轴线L的方向。术语外、向外等一般是指远离篮12的内部的的方向,例如远离远侧末端16和近侧锚定件18之间的纵向轴线L的方向。

[0109] 在准备插入篮式导管8时,篮12塌缩在止血穿透器组件25的止血穿透器管22内。止血穿透器的远端23可通过引导导管46的止血阀50插入。篮12和导管本体20的一部分前进并输送通过内腔48,并经过导管46的远端54。通常,本发明的系统10的应变消除部26、手柄28、匹配的连接部30和连接器32留在人体外或者向近侧经过导管46的近端56。当从引导套管止血阀50撤回止血穿透器管22时,引导套管止血阀抵靠于导管本体20的外壁形成不泄漏的密封,从而防止通过引入器系统造成失血。

[0110] 图5和6示出本发明的篮型心脏标测导管8的远端的实施例。如图5中所示,样条篮12可输送通过并经过导管46的内腔48的远端54,并可输送通过也具有开口内腔的止血穿透器25的远端23。止血穿透器25的远端23用于穿过引导导管46的近端上的止血阀56。

[0111] 如图5中所示,样条篮12的样条14处于扩张状态,诸如径向扩张的状态。扩张的篮12的总体形状示出为扩张的非圆柱形形状。尽管扩张的样条14示出为处于球形或略球形定向,但本发明并不限于此。实际上,在本发明的较佳实施例中,扩张的样条14呈非球形或基本上非球形形状,较佳为非对称的,特别是但不限于接近于远侧末端16的样条部和/或接近于近侧锚定件18的样条部。这种总体形状不是限制性的,可适当地使用其它总体篮形,包括基本上球形形状、不对称球形形状、非球形形状、非球形不对称形状等。

[0112] 如图6中所示,样条篮12的样条14可以在引导导管46的内腔48和/或止血穿透器管22的内腔内处于压缩状态。样条14在图6中示出为处于压缩的大致或基本上细长圆柱形形状。在这种压缩状态下,各样条14的位于远侧末端16和近侧锚定件18之间的有效长度基本上相同。在例如图5的扩张的篮形状中,位于远侧末端16和近侧锚定件18之间的有效样条长度不限于此,如果期望,该有效长度可如下文更详细所述地变化。

[0113] 图7是根据本发明的图1的系统8的篮12的一部分的放大侧视图,该图示出M形对称的远侧样条。远侧篮部70具有通过远侧末端16彼此固定的远侧样条部66。近侧篮部68包含近侧样条部62。近侧样条端部60由近侧锚定件18(未示出)来固定。中间篮部72和中间样条部64设置在对应的各端部之间。

[0114] 如图7中所示,包括样条14的中间部64在内的样条14向外扩张或弯曲以呈扩张的非圆柱形形状,其中,篮12具有近侧篮部68、远侧篮部70和位于它们之间的中间篮部72。尽管扩张的样条示出为处于球形或略球形定向,但本发明并不限于此。实际上,在本发明的较佳实施例中,扩张的样条14呈非球形或基本上非球形形状、较佳为非对称。

[0115] 图8是图7的篮12的立体图。尽管示出八个样条14,本发明的篮12可具有任何有用数目的样条。图9是图7的M形篮实施例的右视图,该图示出对称的样条角度。如图9中所示,角度01到08均大致等于 $45^{\circ}$ 。这种关系是预定的角度关系,以提供如从篮12的横截平面看的

对称或基本上对称的篮12。

[0116] 然而,本发明不限于此。例如,如图10和11中所示,可适当地采用角度 $\theta_1$ 到 $\theta_8$ 可变化的预定角度关系。如图11中所示,角度 $\theta_1$ 到 $\theta_5$ 约为 $90^\circ$ ,而角度 $\theta_2$ 到 $\theta_4$ 以及 $\theta_6$ 到 $\theta_8$ 约为 $30^\circ$ 。这些角度是非限制性的,并且可采用任何合适的角度设置。如果期望的话,可采用如图10和11中所示的这种非对称的角度关系,以将较大数目的样条14集中在人体内的特定位置,例如心脏的右心房。

[0117] 图12是图7的样条14中的一个的侧视图,该图示出篮12的位于远侧样条部66处的M形远侧弯部74。样条14还包含位于近侧样条部62处的近侧回弯部76。此外,样条14还示出为在其扩张状态下关于纵向轴线L对称,该纵向轴线由从近侧锚定件18到远侧末端16的线段轴线所确定。图13是图12的样条14的立体图,它进一步示出位于近侧样条部62和远侧样条部66处的样条曲率。

[0118] 图14是远侧M形样条弯部74的分解图。M形样条弯部74包含远侧向内弯曲的弯部78以及向外弯曲的弯部80。弯部78示出为向内弯曲和/或向内,因为顶点79指向篮12的内部。弯部80示出为向外弯曲和/或向外,因为顶点81指向篮12的外部。弯部78用于控制样条14离开或进入远侧末端16、即指向篮12的外部的角度。弯部80沿近侧方向使样条14向近侧锚定件18向后转弯。

[0119] 图15是图12的样条14的近侧样条部62的分解图。近侧样条部62包含近侧回弯部76。近侧回弯部76包括具有顶点83的近侧向内弯曲的弯部82以及具有顶点85的近侧向外弯曲的弯部84。近侧回弯部76向本发明的篮12赋予若干重要特征。近侧回弯部76允许各个样条14的几何形状和挠性在近端62处变化,这允许篮12变成非对称的,并更好地顺应于右心房的轮廓,如下文结合图42A所述。此外,近侧回弯部76允许将电极(未示出)更好地放置于近侧心房组织处。现有技术中常见的篮通常不与近侧心房组织良好接触,由此不利地影响在此处的电活动检测。此外,回弯部76的挠性和几何形状还使不仅放置于近侧样条部62上、还放置于中间样条部64和远侧样条部66上的电极能加强电极与组织的接触。

[0120] 图16是远侧样条部66的分解立体图。样条14可包含与正常或非缩小的样条宽度86相比缩小的样条宽度88的部分。在此,缩小样条宽度88示出为接近于远侧样条部66。这种缩小宽度88可增大样条的挠性,因为这些样条部接近于远侧末端16(未示出)。远侧样条部66还可包括对准构件89,该对准构件如下进一步所述用于使样条14在远侧末端16(未示出)内对准和/或固定。样条远侧部处的缩小宽度部分88还允许如图6中所示在从患者体内移除篮12过程中以较小的力来压缩篮12。此外,缩小的样条宽度88有助于篮12实现如图6中所示的大致圆柱形形状。换言之,当对内腔22、48中的篮12的压缩是从中间篮部72进行到远侧篮部70时,缩小的样条宽度88允许远侧向内弯曲的弯部78由于压缩力而向外或远离挠曲,以使远侧样条部66不保持向内弯部78,或者简单来说弯部78在篮12的径向压缩过程中向外突出。远侧M形样条弯部74的另一优点在于当篮12展开或处于其径向扩张状态时远侧末端16指向篮12的内部。如果期望,当远侧样条部66可沿篮12的纵向延伸超出远侧末端16时,该特征保持远侧末端16离开远侧心脏组织。

[0121] 图17是图12的样条14的另一实施例。图17的样条14包含近侧切向弯部90。尽管切向弯部90不可提供与近侧样条回弯部76提供的同样程度的样条的挠性和篮的稳定性,这种切向弯部90在某些心房手术中却是一些医师所青睐的。

[0122] 图18是用于本发明的另一样条14的侧视图。图18中的样条14具有与图12的样条14相似的近侧样条回弯部76。然而,图18的样条14具有D形92远侧端部66。这种D形远端92用于下面描述的远侧末端16的某些实施例。图19是更详细示出样条曲率的图18的样条的立体图。图20是图18的D形样条部92的分解图。远侧样条部66具有接在弯曲部96之后的大致平坦部94。弯曲部96归入总体篮形的正常曲率。大致平直部94用于某些远侧末端16的设计,并且远侧末端16处的样条露出或进入角度期望约为90度。

[0123] 图21示出又一样条14的实施例。图21的样条14包含位于远侧样条部66处的D形远侧部94、96以及位于近侧样条部62处的近侧样条弯部90。由此,本发明的组件10可使用上述样条几何形状的任何组合。

[0124] 样条14可以是整个样条14本体的扁平样条,它们具有倒圆边的大致矩形形状(参见例如图34C)。在样条14的至少主要部分中,样条14可以为约0.013到约0.035英寸宽(W1)以及约0.002到约0.012英寸厚(T1),如图22A到22D中所示。较佳的宽度(W1)约为0.022英寸。样条厚度(T1)可取决于篮12的总体尺寸,对于例如小于60毫米的标称直径的小尺寸的篮来说,厚度可从约0.002英寸到约0.010英寸,0.004英寸是较佳的。对于例如大于60毫米的标称直径的大尺寸的篮来说,厚度可从约0.002英寸到约0.012英寸,0.006英寸是较佳的。这些尺寸不是限制性的,并代表正常或典型的样条宽度部86和样条厚度部98。

[0125] 样条14的一些部分可具有缩小的宽度部88和/或缩小的厚度部100。通常,这些部分88、100设置在远侧末端16处或附近的远侧样条部66处。然而,本发明不限于这些缩小部88、100,它们也可在近侧样条部62和中间样条部64内。变薄的样条部88、100的宽度和/或厚度可缩小千分之几英寸。例如,某些样条部100的厚度(T2)可变薄到千分之几英寸或者约0.003英尺到0.004英尺或更小的厚度。在将样条14捕获在引导导管34内的过程中,远侧样条段66的在隔膜末端14附近的这种变薄减小了应力。低应力在用于引入、重新定位和撤回样条篮的塌缩过程中是有利的特征。较窄的样条段88的宽度(W2)可从约0.013到0.035英尺变窄到约0.008到0.014英尺。当将样条折叠到引导导管34或塌缩到引导导管内时,这种变薄有助于样条14克服它们将彼此推开的倾向,并避免它们占据导管34内的更多空间。由此,根据本发明可设置有低轮廓的导管系统10。

[0126] 图23A和23B示出具有弯折点102的样条部,诸如样条部86。弯折点102可磨削到样条14内或借助任何其它合适的技术来形成。弯折点102示出为向内弯曲的凹口,但也可适当使用其它设计。如图23A和23B中所示,弯折点102提供具有曲率拐点的样条14,这些拐点改善了篮12对心脏内部轮廓的匹配。弯折点102可如图21中所示设置在沿近侧样条部62、中间样条部64和/或远侧样条部66的任何位置。此外,弯折点102的数目或频率也可变化。

[0127] 如图24和25中所示,样条14可以相对于纵向轴线L的任何有用的露出角 $\alpha$ 从远侧末端16露出,该纵向轴线由从近侧锚定件18到远侧末端16的线段限定。例如,如图24中所示,露出角 $\alpha$ 可约为 $45^\circ$ 或小于约 $45^\circ$ 。如图25中所示,露出角 $\alpha$ 可以约为 $90^\circ$ 。样条14可包括弯部78,该弯部主要用于控制扩张的样条14或篮12的形状。图24和25中所示的远侧末端16仅仅是一般末端的示意图示。本发明的任何下述远侧末端可与图24到25所述的任何露出角结合采用。这些角度是非限制性的,并且可采用任何合适的露出角或露出角的组合。

[0128] 图26A到26F是根据本发明的两部分式焊接的远侧末端16。图26A是远侧末端16的正视立体图;图26B是远侧末端16的背面或后视立体图;图26C是远侧末端16的顶部的立体

图。图26D是远侧末端16的顶部的仰视图；图26E是远侧末端16的底部的俯视立体图；以及图26F示出远侧末端16的替代实施例。

[0129] 如图26A至26E中所示，远侧末端16可包括顶部104和底部108。样条14的远侧部66可固定地设置在远侧末端16内。顶部104的顶面106可具有任何合适的形状，诸如具有倒圆边缘的大致平坦表面106，因而，远侧末端16为非创伤性末端，即，将不会对心房组织造成损伤的末端。底部108类似地应没有任何尖锐边缘或突出部以避免心房组织损伤。顶部104和底部108通过任何合适装置彼此固定。一个非限制性的手段和有用的手段是将两个部件焊接在一起以提供单体的远侧末端16。这种固定通常在将远侧样条部66适当地放置于远侧末端16内之后进行。

[0130] 如图26C到26D中所示，远侧末端16的顶部104可包括样条对准凸柱110。各样条对准凸柱110间隔开，以使样条14可配合到样条对准通道112之间。样条对准凸柱110并不完全延伸到远侧末端16的中心内，而是终止，以提供远侧末端16的顶部104的中心样条对准部114。中心样条对准部114用于将样条14的远侧部66的样条对准构件89接纳到远侧末端16的该区域114内。中心样条对准部114和样条对准通道112的组合主要提供以任何期望的预定角度关系来保持样条14。样条对准凸柱110的数目可随着远侧末端16内的样条14的数目变化而变化。远侧末端16的底部108可包含平坦顶部内表面116。表面116可大致对应于样条对准凸柱110的底面。底部108还可包括突出的中心部118。期望地，该突出的中心部118是大致平坦的。突出部118的尺寸设计成使它能设置在远侧末端16的顶部104的中心样条对准部114内。

[0131] 尽管样条可固定地保持在远侧末端16内，但样条对准通道112允许样条14作一定运动。例如，样条部可随着样条对准通道112向上或向下运动，以提供样条14在远侧末端16处的灵活性。如果期望，弹性体材料还可放置于两部分式远侧末端16内，以将末端空隙和开口空间减到最小。

[0132] 如图26F中所示，两部分式远侧末端16可包括顶部104'的圆形或圆顶形的上部106'。这种圆形或圆顶形设计可用于提供非创伤性远侧末端16的更圆的表面。

[0133] 图26A到26F的远侧末端16可由任何合适的生物兼容材料制成。尽管金属材料是较佳的，但塑料材料也可使用。

[0134] 图27A到27C示出本发明的远侧末端16的替代实施例，即，细丝卷绕并包封的远侧末端120，其中，图27A是细丝卷绕并包封的远侧末端120的正视立体图；图27B是细丝卷绕并包封的远侧末端120的侧视图；以及图27C是细丝卷绕并包封的远侧末端120的背面或后视立体图。图27D和27E是用于细丝卷绕并包封的远侧末端120的细丝缠绕的分解图，其中，图27D是其俯视立体图，图27E是其背面或后视立体图。将细丝124缠绕到样条14上、下和之间以及缠绕到样条对准构件89上和下，从而以使任何期望的预定角度关系来固定样条14。

[0135] 样条14在细丝卷绕并包封的远侧末端120处彼此固定。末端120可描述为“细丝缠绕并包封的”或者“缝线缠绕并包封的”末端16。末端120不限于使用缝合材料，而是可以适当使用任何合适的细丝、线、线材等。有利地，细丝卷绕并包封的远侧末端120是低轮廓末端。此外，细丝卷绕并包封的远侧末端120没有任何开口空间，诸如是凹槽或孔，这与现有技术的一些篮式导管是一样的。存在于现有技术的末端中的这种开口空间或孔允许血液细胞进入，由此造成或具有引起血块形成或血栓的可能性。如下所述，样条14在它们的圆形对准

构件89处利用缝线124、细丝124、线材124或线124彼此固定。可使用多根缝线124、细丝124、线材124或线124。在样条14如此固定之后,包括缝线124、细丝124、线材124或线124在内的样条14的圆形对准构件89完全或基本上或部分地包封在包封体122内,以提供细丝卷绕并包封的远侧末端120。

[0136] 如图27D和27E中所示,样条14的圆形末端样条对准部89彼此对准或大致对准。在圆形末端样条对准部89处将细丝124系在、环绕在或卷绕在样条14之间、上和下。可使用单根细丝或多根细丝124。有利地,将细丝124系到、环绕或卷绕到各个相邻的样条部之间。如图27D和27E中所示,将细丝124系到、环绕或卷绕到相对的样条相交部或交替的样条相交部周围,然后以类似方式进行十字交叉,直至所有或基本上所有的样条相交位置均固定好为止。

[0137] 细丝124可包括任何合适材料。可使用高抗拉强度纤维,诸如电纺丝、编织或单细丝。一些非限制性示例包括但不限于例如: **Dyneema Purity**<sup>®</sup> (超高分子量聚乙烯或UHMWPE)、**Spectra**<sup>®</sup> 纤维(UHMWPE)、聚乙二醇对苯二甲酸酯或PET、聚丙烯等。也可使用诸如不锈钢或镍钛诺的金属线材,但非金属纤维由于它们较大的挠性所以是较佳的。细丝124可系或绞合在一起,以固定样条14的圆形末端或对准部89。细丝124可在样条篮12内部的位置处系或绞合在一起。然后,用包封物122来包封系在一起的圆形末端或对准部89和细丝124。一种有用的包封物122是聚氨酯,但也可适当地使用其它可生物兼容的包封物。包封物122还设置在样条相交部之间,以提供本发明的末端120。

[0138] 本发明的细丝卷绕并包封的远侧末端120的一些优点包括但不限于相对于现有技术的末端改善的挠性;减小凝血性;小得多的总体末端尺寸;荧光检查下的透明度;没有MR伪影;极好的强度,即等于或大于相同直径的钢的强度的15倍;极好的粘结强度;耐切割(剪刀动作);以及非常小的直径,小到25十特克斯(dtex)。

[0139] 如图27A到27C中所示,细丝卷绕并包封的远侧末端120具有带有平滑的略圆形的上表面、向内有一定轮廓的底面以及平滑的侧表面的非创伤性轮廓。包封物122的量可减到最小以提供最大的样条灵活性。

[0140] 图28A示出远侧末端16的另一实施例,其中,提供具有半样条的两部分式焊接的远侧末端126。如图28A中所示,两部分式末端126包括顶部128,该顶部可插入通过底部130。在部分128、130中的任一个或两个内设置有空间或槽口,以使样条14的远端67可固定地插入其内。两部分式末端126的各部分128、130可固定地连结在一起,以将远侧样条端部67牢固地固定于其内。两部分式末端126的部分128、130可通过点焊132彼此固定,但也可适当采用其它固定技术。尽管样条14示出为从两部分式末端126的侧壁露出,但本发明并不限于此。如果期望,样条14可从顶部128(未示出)和/或底部130(未示出)露出。样条14从两部分式末端126露出的露出角可包括上述所述露出角的任一种。图28A中示出的样条14可被称为半样条,因为这些样条具有远侧样条端部67和近侧样条端部60。

[0141] 图28B示出远侧末端16的又一实施例,其中,示出了根据本发明的又一方面的镍钛诺收缩环末端134。样条端部67可设置在末端134内。末端134具有压缩环138和芯部凸柱136。样条端部67设置在末端134内并由末端134来固定。环138可由金属、镍钛诺形状记忆金属收缩管制成。可将环在室温下机加工成设计规格,然后激冷,因此它可扩张和储存。可以

使环138滑动套到匹配的样条端部67和凸柱136上,并快速组装。当环138达到室温时,它收缩并提供非常强的压缩配合,以将样条14固定在末端134内。

[0142] 图28C示出也可用于本发明的末端140。罩盖144和基部146可例如通过点焊、经由方形铆钉142来彼此固定。如图28D中所示,方形铆钉142穿过在样条14内冲压出的对准方形孔148。样条14不直接穿过远侧末端构件144、146。换言之,样条14不穿过末端140的侧壁,因为在远侧末端构件144、146之间不存在侧壁。

[0143] 在本发明的另一实施例中,本发明的末端可包括磁性末端(未示出)。在前述约束末端的情况下,样条长度应大致相等,以使篮均匀地塌缩到引导导管内。如果心房外廓形状偏离大致圆筒形或椭圆形,则相等长度的样条不会与所有心内膜表面接触。规避该问题的方式是允许样条呈不同长度(以与心房匹配),并允许末端在展开时就地自行“组装”。末端还可在捕获到引导导管内时自行“拆解”。该设计可通过使用位于各个样条上的小磁性部分来实现,这些小磁性部分在篮从引导导管展开时“自行组装”,并在篮塌缩到引导导管内时自行拆解(即,磁体拉开)。有必要将弹性线放置于各个磁体之间,将它们拉拢到足以借助磁力进行组装。如果样条在心脏舒张过程中跟随心脏的内壁,则样条需要在心脏收缩过程中弯折或变形。弯折将使样条的各个部分与心内膜不接触。变形将使电极运动到心内膜上的不同位置,从而使标测软件混淆。应注意到在心房纤颤过程中,在它整个收缩循环过程中心脏保持接近于心脏舒张尺寸。这减小了该作用的意义,从而使篮的设计更为简单。为了使篮塌缩到引导导管内,需要呈相同长度的样条却需要不同的长度,以跟随心房的局部膨胀部分。磁性末端将随着导管进入引导导管内而拆解。可在它们之间使用弹性线,其余地通过磁场方式抓住它们。

[0144] 图29示出远侧末端16的另一实施例,在该实施例中提供包封的末端150。包封的末端可包括任何合适的柔性和/或弹性材料。末端150的总轮廓可以比细丝且包封的末端120大,因为末端150可以不包含任何细丝缠绕或固定装置。包封或模制的末端150可由任何合适的材料制成。在本发明的一个实施例中,包封或模制的末端150可由聚氨酯、聚酯嵌段酰胺或硅酮制成。

[0145] 图30A和30B示出远侧末端16的另一实施例,在该实施例中提供隔膜远侧末端152。隔膜远侧末端152可包括内隔膜或膜156以及外隔膜或膜154,用以固定样条14的远侧部66。样条14的远侧部66可在两个隔膜154、156之间简单地彼此交叉。隔膜154、156可以连结、例如粘结、热连结等在一起,以提供隔膜末端152。

[0146] 样条14可在隔膜末端152内简单地交叉。在隔膜152内不需要样条14之间的单独连接。如果期望,可以提供样条14之间的连接(未示出)。内隔膜156和外隔膜154可粘结到隔膜末端152内的所有样条14。此外,内隔膜156和外隔膜154可在样条14之间的位置处彼此粘结。然后,可将所有元件放置到夹具(未示出)内,以确保元件的适当的线性和角度定向,然后热连结在一起。

[0147] 本发明不限于使用内隔膜156和外隔膜154来形成隔膜末端152。可以使用附加的隔膜层或膜。隔膜末端152可具有任何合适的形状,例如圆形、八边形等。此外,匹配直径的粘性垫(未示出)可放置于样条14之间,以加入隔膜154、156之外的附加支承。如果期望,隔膜末端152处的样条14之间的粘性垫可填充样条14之间的间隙,由此为粘结提供略大的区域。由此,在任一实施例中,末端隔膜152的宽度和/或厚度最小,即,小于样条14的厚度,或

者约等于样条14的厚度或甚至略大于样条14的厚度。在任何情况下,末端隔膜152不具有与现有技术的末端相比明显的侧壁。

[0148] 此外,包括内隔膜156和外隔膜154的末端隔膜152可由任何合适的聚合物材料、较佳地非弹性聚合物材料制成,包括柔性非弹性聚合物材料。在一个实施例中,隔膜154、156可由聚酰亚胺材料制成。期望地,隔膜154、156不由聚四氟乙烯、即PTFE、包括膨胀型聚四氟乙烯、即ePTFE制成。

[0149] 图31A到31D示出本发明的近侧锚定件18的实施例,在该实施例中提供了带凹槽的近侧锚定件。图31A是带凹槽的锚定件158的近侧端部160。图31B是沿31B-31B轴线剖取的带凹槽的锚定件158的远端端部162的剖视图。带凹槽的锚定件158具有开口直径或开口内腔164。开口直径或内腔164允许来自样条篮12的线、柔性电路等穿过锚定件158。带凹槽的锚定件158的近侧端部160压入导管轴杆的内直径或内腔20C中,或者以其它方式连接到导管轴杆20。锚定件158还包括样条接纳凹槽168。样条接纳凹槽168的数目通常等于近侧样条端部60的数目,并在这些附图中示出为8个。如图31A和31B中所示,样条接纳凹槽168可均匀分布,以允许篮样条14在期望的角度位置等距间隔开。然而,本发明不限制于此,可适当采用在任何期望的相对角度下定向的任何数目的近侧样条端部60和样条接纳凹槽168。

[0150] 锚定件158的一个功能是将篮样条14附连到导管20,并将样条14定向成给予篮12适当的形状,并确保它在塌缩到引导导管46内时保持平直(不弯曲)。锚定装置158是借助其在样条篮12的近端68使篮样条14定向并将它们紧固到一起的装置。此外,锚定件158将篮样条14固定到导管轴杆20。锚定件158可由单件材料、例如海波管或者附连(即,焊接、胶粘等)在一起的多个部段制成。凹槽168的尺寸设计成与篮样条14配合,并且凹槽长度确保样条14精确地定位,这有助于使篮12均匀塌缩。凹槽168具有足够的长度以允许篮样条14的可变定位。篮样条14可通过胶粘、焊接、压接等附连到锚定件158。此外,环(未示出)可滑动套到锚定件158上,以将篮样条14保持在位。外环(未示出)可压接、锻压、胶粘等到锚定件158的外侧166或导管轴杆20的外侧。凹槽168的角度间隔可变化,以适应将附连的篮样条14的数量或数目以及获得篮样条14的期望间隔。如图31B中所示,典型的角度间隔是45度。锚定件158的近端160的尺寸设计成压配到导管轴杆内。该尺寸可改变以适应任何期望的导管尺寸。此外,近端160可具有几何形状(即,倒钩、锯齿形边缘、肋部等),以将锚定件机械锁定到导管轴杆内。锚定件158的内直径或内腔164开口,以允许导管配线、柔性电路等穿过导管轴杆。此外,如果期望,配线、柔性电路等可在锚定装置158的外直径上行进。此外,当将样条14插入锚定件158内并且将它压配到导管轴杆20C中时,锚定件158锁定到导管轴杆20C内以使轴杆20能转动,而篮12不在导管轴杆20C内打滑。本发明的锚定件158的一些非限制性优点包括但不限于易于紧固或收拢由任何材料制成的篮样条14;可以由任何合适的材料或多种材料制成;允许篮样条14的可变定位(长度和角度)以确保均匀塌缩到恢复套管装置内,并向装置配线提供足够的间隙。此外,如图31D中所示,锚定件158可包括止血塞170,可包含样条14的样条管172可插入该止血塞内,以提供密封的近侧样条管内腔。止血塞170还可用于将带凹槽的锚定件158固定到导管轴杆20。

[0151] 图32A到32C示出本发明的近侧锚定件18的实施例,在该实施例中提供了锚定件176。样条14可在样条近端60处包含凹口174。锚定件176包括具有样条对准凹槽180的内环181,样条端部60可穿过这些样条对准凹槽。样条端部60经由样条凹口174和对准槽口184与



锚定件176互锁。这种互锁提供极好的拉出保持力以及所有样条14相对彼此的自动、精确的对准,以使得在引入和移除导管20的过程中样条可整齐和可靠地塌缩到引导导管46内。一旦样条14与锚定件176互锁,就将第二薄壁管件178插套到锚定件176上。该管178防止样条14从它们在锚定件181内的互锁脱开。在内锚定环上完全没有明显的力、外锚定环和内锚定环之间的粘性以及略过盈配合可防止在使用过程中拉出内锚定件。

[0152] 图33A是篮12的立体图,该图示出具有样条管组件185和露出的电极186的样条管172。图33B是图33A的篮12的侧视图。除了样条14从远侧末端16露出的远侧篮部70以外,样条管172套设在样条14上。露出的电极186沿样条远侧部66、样条中间部64和样条近侧部62间隔开。露出的电极186的数目可变化。电极186是柔性电路188的一部分,该柔性电路将在下文以更详细地方式描述。

[0153] 图34A和34B是样条管172和样条管组件185的分解局部剖视图。样条设置在样条管172的内腔208中。如图34A和34B中所示,样条14不固定到样条管172的内腔208。样条管172可滑动地组装套到样条14上,以提供它们之间的一定干涉。样条管172可期望地包括柔性材料,以使样条管172的内腔208呈与样条14的横截面范围大致匹配的椭圆形形状。

[0154] 图34C示出本发明的样条14的横截面。如图10中所示,样条14可具有平坦或大致平坦的上表面190、平坦或大致平坦的下表面192以及倒圆的侧壁194、196。然而,本发明不限于此,且上表面190和/或下表面192可以是倒圆的或以其它方式具有包括凹形和/或凸形曲率的曲率。样条14期望地包括超弹性材料和/或由超弹性材料制成,因而,样条向外弯成篮形12,这种篮形包括不对称的篮形。可采用任何适当的超弹性材料。较佳地,样条包括镍钛诺或由镍钛诺制成。如果期望,样条材料也可以是形状记忆材料,诸如但不限于形状记忆镍钛诺。此外,样条14可以为约0.013到约0.025英寸宽以及约0.002到约0.010英寸厚。这些尺寸是非限制性的,且可适当地采用其它尺寸。

[0155] 图34D到34F示出可用于本发明的样条管172和样条管组件185的不透辐射标记198。如这些附图中所示,不透辐射标记198可设置在样条14的靠近电极186的一部分上。期望地,不透辐射标记198可牢固地固定到样条14。目前设计相对于现有技术的明显有用特征是柔性电路电极186(下面描述)的透辐射性。该特征允许由不透辐射标记198提供的样条和电极的荧光检查图像与电极的信号收集功能分离。该特征允许在荧光检查下产生电极标记的可区分图案,而不修改或破坏电极186的心电图收集性能。

[0156] 图34G到34H示出具有本发明的样条篮12的不透辐射标记198的非限制性布置。不透辐射标记198的数目可沿各个样条14变化,并可在各个样条之间变化。这些附图表示由荧光检查术产生的二维阴影图。图34G是荧光检查术下的篮12的侧视立体图。每个样条14具有识别特定样条14上的特定电极的不透辐射标记198。例如,S1E8处的四个不透辐射标记198是指{样条1,电极8}的独特组合组;在S2E7处的不透辐射标记是指{样条2,电极7};在S3E6处是指{样条3,电极6};在S4E5处是指{样条4,电极5};在S5E4处是指{样条5,电极4};在S6E3处是指{样条6,电极3};在S7E2处是指{样条7,电极2};以及在S8E1处是指{样条8,电极1}。此外,其它的电极186标记有一个标记198或两个标记198。一般来说,偶数编号的样条在各个电极位置具有两个标记198,而奇数编号的样条在不标记有四个标记的各个电极位置具有一个标记198。如图34H中所示,这种布置允许医师在荧光检查时容易注意到篮12的定向,这包括远侧末端16和所有电极198的位置。图34I示出当图34G的篮12转动时,各个样条

14和电极186由于放置了不透辐射标记198而变得清楚。例如,在图34I中,如果每个电极均标记有单个R0标记,则在交叉的一侧,各对交叉的样条(S7&S8,S1&S6,S2&S5,S3&S4)的识别将是不明确的。此外,导管本体20的一部分(未示出)还可包括不透辐射标记(未示出),以在荧光检查术时进一步辅助医师。

[0157] 图35A到35H示出了具有本发明的样条管组件185的样条管172。如图35A中所示,样条管172是细长管状构件。样条管172或样条管组件185包括近端200和远端202。如图35A中所示,样条14的一部分可从管的远端202露出,在此处它可与远侧末端16配合。然而,本发明不限于仅柔性管组件185用于篮12。在监测人体中的电活动的情况下,柔性管组件185可通过它们本身或借助任何其它装置来使用。在一些情况下,样条管组件185a可无需具有从远端202离开的样条部14或类似的部件。图35A的样条管组件185具有两个柔性电路188,各柔性电路分别具有四个电极186并依此安装在样条管172上,而图35B的样条管组件具有带有八个电极186的一个柔性电路188。柔性电路和电极的这些数目是非限制性的。

[0158] 图35C是图35A和35B的样条管组件185、185a的局部分解图。如图35C中所示,样条管组件185、185a可包括具有电极186的第一柔性电路188a和也具有电极186的第二柔性电路188c。第一柔性电路188a可具有过渡部188b,在此,第一柔性电路188a过渡到管173上的位于第二柔性电路188c所在位置下方的位置。以此方式,多个柔性电路可放置于管172上,同时仍沿大致一个方向、通常是从样条篮12向外的方向定向电极186。

[0159] 如图35D和35E中所示,样条管172的近端200可用材料塞204来密封。该材料可以是粘结剂、聚合物或具有密封特征的任何其它有用的材料。样条管172的远端202还可用材料塞206来密封。这种密封使样条管172的内腔208与流体、特别是人体流体、诸如血流封闭开。这种密封还将样条管172固定到样条14。然而,本发明不限于具有如此密封或固定的仅近端和/或远端,也可密封或固定中间部分。

[0160] 如图35F和35G中所示,离开样条管172的柔性电路部188a,188b和188可嵌入样条管172的壁内。然而,本发明不限于此,并且如图35H中所示,柔性电路188的一部分可从外表面208A过渡并经过内表面208B,以使它设置在管172的内腔208内。样条管172和样条管组件185可包含诸如Pebax<sup>®</sup>的聚醚嵌段酰胺材料的可生物兼容聚合物。可适当地采用其它柔性生物兼容聚合物,诸如聚酯、硅酮(例如Silastic<sup>®</sup>)、硅酮橡胶、尿烷(例如, Texin<sup>®</sup>和 Pellethane<sup>®</sup>)等。

[0161] 图36A到36E示出本发明的柔性电路188的实施成柔性电路带212的实施例。柔性电路212包括近端214和远端216。朝向远端216的是电极包含部218。中间部220可以没有电极。柔性电路带212可包含翼部222。这些翼部用于将柔性电路212固定到管状构件,诸如样条管172,特别是在期望将电极186保持为大致单向的平坦电极的情况下。柔性电路或电极组件带188可具有从约0.001到约0.010英寸、更期望时从约0.005到约0.008英寸的厚度。

[0162] 图36A是柔性电路带212的俯视图,该图示出设置在柔性电路衬底236的上表面224上的电极186。柔性电路衬底或聚合物衬底236可包括聚酰胺、诸如是可由杜邦公司(DuPont)购得的KAPTON聚酰胺,它根据预期用途适于与皮肤、组织或血液短期(一次性医疗装置)或长期(医疗植入物)接触,但可采用其它合适的材料,诸如用于样条管172或样条管组件185的上述材料。在近端214处,电焊盘设置在上表面224上。图36B是柔性电路带212的

仰视图。电迹线228设置在衬底236的底面226上。迹线从电极186下方的位置延伸到电焊盘232下方的位置。如图36C到36E中所示,镀金孔或通孔230将各个迹线电气连接到各个电极186。以类似的方式,迹线234将各个电迹线228连接到各个电焊盘232。

[0163] 如图36F中所示,柔性电路212可包含上表面覆盖层238以覆盖上衬底表面236A的不具有电极186或连接焊盘232的那些区域。相似地,如果期望,底面覆盖层240可覆盖一部分或全部的电迹线228。上覆盖层238和下覆盖层240借助合适的粘结剂239、通常是丙烯酸粘结剂而连结到衬底236。期望的是,上柔性电路轴线S大致平整,即,覆盖层238和电极186大致处于相同高度。然而,本发明不限于此,并且电极可借助例如设置在衬底236和电极186之间的材料带略突出到衬底表面上方。或者,电极可如图36F中所示略凹入到衬底表面下方。覆盖层238、240可包括与衬底236相似的材料,但可适当地使用不同的材料。

[0164] 图37A到37C示出柔性电路188的替代实施例。如所示,电迹线可在柔性电路衬底236的两侧延伸。例如,在图37A中示出四个电极186a、186b、186c和186d。在图37A和37B的俯视图中,没有电迹线在上表面224上的电极186之间延伸。然而,在电极附近,用于两个电极186c、186d的电迹线228在上表面224上延伸,而用于另外电极186a、186b的电迹线在柔性电路衬底的底面226上延伸。用于电极186c的电迹线228借助迹线到迹线的通孔244从底面226过渡到上表面224。如图37A到37C中所示的这种电迹线228的布置可形成更为总体紧凑的柔性电路。

[0165] 图38A和38B示出柔性电极组件带247。柔性电极组件带包括按压到柔性聚合物材料的衬底246内的柔性电路或电极组件带188、236,该柔性聚合物材料诸如是用于样条管172或样条管组件185的上述材料中的任一种。柔性电路或电极组件带188、236还可热连结、压缩连结和/或粘结到衬底246内或上。尽管衬底246描述为带或平面的,但本发明不限于此。衬底可以是具有或不具有开口内腔的管状。如图38B中所示,电极组件带188、236被按压到衬底壁246b内,同时留有大致平滑的上表面246A和下表面246C。如果期望,柔性电路188、236的一部分、例如不包含电极的那些部分可设置在平面或管状的两个或更多个衬底246之间。当用聚合物材料的覆盖物或衬底来覆盖电极时,期望移除覆盖物或衬底材料,以使电极186保持露出。

[0166] 所有部件,即样条、电极柔性电路、电极升高带(如果期望,用于将电极表面抬高到衬底以上;未示出)、不透辐射标记带均期望是薄的、平坦的平面元件。在简单的设计中,这些元件可以彼此堆叠并粘结。或者,柔性管件或隔膜的一段可套在连结的样条/不透辐射标记/柔性电路/电极升高带上滑动,以将所有部件包含在单个本体内。该管或隔膜能使用热收缩管件或化学膨胀(例如,通过吸收酒精或其它化学物)以进行组装、然后在化学物蒸发时收缩的管件收缩在位,以形成受约束的紧配合。

[0167] 图39示出具有侧向交错的电极186的柔性电路188的又一替代实施例。

[0168] 图40A和40B示出使用连接柔性电路188的近端214的四线248。各个四线248在柔性电路的近端214处连接到各个电焊盘232。然后,四线248行进经过导管本体20和手柄28、到达位于手柄28的近端处的导管连接件。

[0169] 图41A和41B将导管轴杆20的一部分示出为具有编织屏蔽件250,该编织屏蔽件使与来自外源的可能的电磁干扰减到最少。导管20可具有抗扭结的珠缘部段252或254,它们提供更大的支承以防止导管20的扭结。还可控制导管本体20的挠性,该挠性有利地有助于

使篮12更接近地匹配于心脏的轮廓。

[0170] 图42A到42C还示出用于篮12的不对称的篮形状。图42A示出不对称的篮形状的侧视图。篮形状在此图中是不对称的,主要是在于篮形状不是球形的和/或近侧样条部62可包含不同程度的曲率或弯部82、84。这些弯部82、84还称为凹窝和/或皱褶端部,它们允许篮12在心脏收缩时进行压缩。换言之,篮12的近侧部68以更大的灵活性设计成主要确保样条14与心脏壁的内表面之间改善的接触。

[0171] 尽管在图42A中示出一个总体篮形状,但可期望的是具有不同的篮形状,例如,右心房篮形状和左心房篮形状。这些不同的篮可具有不同的篮外廓形状以及因此各个样条的不同的柔顺度。这些差异可使每种形状最佳地顺应于不同形状的左心房和右心房。此外,每种形状可形成若干不同的总体尺寸。注意到图42中所示的具体形状不意在表示“心房形状的篮”,而是指示出制造将成功塌缩到引导导管内的不对称的篮所需的设计特征的任意形状。

[0172] 图42B和42C是图42A的篮12的端部视图。如图42B中所示,所有样条部与中心纵向轴线L大致等间距和/或末端16如所示大致位于总体篮外廓C的中心内。如图42C中所示,所有样条部不与中心纵向轴线L大致等间距和/或末端16如所示并不大致位于总体篮外廓C的中心内。这种不对称通过更接近地匹配于心脏心房的形状而改善篮的性能。图42A中的样条14具有相等或大致相等的纵向长度。样条的中间部64的与中心纵向轴线L的变化距离部分地由位于近侧样条部62处的样条14由于包括弯部82、84而产生的挠性所造成的。尽管如果篮12处于其压缩状态、样条14的纵向长度在图42A中相等或大致相等,本发明不限于此,且可适当地采用变化长度的样条14。这种变化长度可通过向不同弯部82、84赋予各种几何形状来实现。例如,一些弯部可具有比其它弯部大的向内纵向范围,因而,当压缩到引导导管46内时,篮12的所有样条14在锚定件18和末端16之间具有相等或大致相等的净线段。当篮12扩张时,弯部82、84可“放松”,并向篮组件12提供具有不同净长度的样条14,例如,样条14a具有比样条14b长的有效长度。部分地由变化长度的样条14提供的这种不对称性可使篮12的形状更接近地匹配于当心脏搏动时心脏的内部,即,心房。

[0173] 如果期望的话,以类似的方式,远侧篮部70处的弯部78、80也提供不对称。如所示,近侧和远侧样条部62、66可具有不同的回弯部或向内弯部,以更有效地匹配于常见心房的形状。具有不同长度和/或角度的不同近侧回弯部补偿不同的样条长度,因而,篮可设置在引导导管内,其中,当篮处于压缩时样条具有相同或大致相同的有效长度,当篮扩张时样条将具有不同的有效长度。

[0174] 本发明的设备、系统或装置可包括构造成单相动作电位(MAP)电极的电极,其中,位于各个位置处的单个电极构造成与组织紧密接触,而位于各个位置处的第二电极构造成背向组织,起到MAP“基准”电极的作用。电子数据获取系统可配置成记录由导管产生的如MAP心电图那样的心电图。电子数据获取系统还可选择成记录由导管产生的心电图作为标准单极心电图、双极心电图或MAP心电图。此外,电极可构造成改性的单相动作电位(m-MAP)电极,其中,位于各个位置的单个电极构造成与组织紧密接触,以及电极可构造成放置于两个或更多个感测(即,面向组织)电极之间的第二电极,该第二电极构造成背向组织,起到用于多个感测电极的MAP“基准”电极的作用。为了向组织接触加强电极的目的,样条的曲率特别是选择成与“常见”心房的曲率匹配,从而产生质量MAP标测所需的接触力。样条可在近端

处弯曲有不同长度段,以补偿由于样条匹配于常见心房的形状所产生的不同样条长度;在此,需要相等的样条总长度(组织接触段加上折回段)来允许可塌缩以通过第二细长管引入和撤回导管。

[0175] 图43A和43B是由动物研究获得的双极心电图262、264。在图43A中,心电图262由本发明的系统10的使用所获得。在图43A中,心房信号258在电极A3、A5、A7、B7和C3上比心室信号260大得多。此外,在图43A中,心房信号258在电极B5、C1和C5上几乎等于心室信号260。另外,在图43A中,心电图迹线I、aVF和V1不是篮信号。一般来说,心房信号258比心室信号260大得多或与其相等。这允许医师更容易地标测心脏内的心房信号以定位造成心脏纤颤的心脏组织。医师可适当地对这种区域进行消融。

[0176] 图43B示出采用可商业购得的现有技术篮式导管由动物研究获得心电图264。在图43B中,在电极A1、A5和A7上没有心房信号258。还在图43B中,心房信号258在电极A3、B5和B7上比心室信号260小。此外,在图43B中,心房信号258在电极B3上几乎等于心室信号260。另外在图43B中,心房信号258在电极B1、C1、C3和C5上比心室信号260大。此外,在图43B中,心电图迹线I、aVF和V1不是篮信号。一般来说,在一些电极上,心房信号258当存在时比心室信号260小得多,但也可在其它电极上比心室信号大。图43A的记录信号代表了相对于图34B的记录信息的显著改进。尽管不受限于任何理论,但认为对于具有所述柔性电路和样条管组件的本发明的大致平坦的单侧柔性电极186,超好的接触和接触力产生来自心脏的更高的心房信号,同时减小来自心脏的心室信号。

[0177] 此外,本发明的改善的篮的几何形状还有助于改善心房信号的标测,因为本发明的篮不仅在搏动的的心脏的心房内更稳定,而且可根据搏动心脏的变化复杂度来挠曲并形成轮廓。

[0178] 本发明的装置可适当地用于检测或标测心律紊乱。用于检测或标测心律紊乱的方法的细节可在2010年4月8日提交的题为“Methods, System And Apparatus For The Detection, Diagnosis And Treatment Of Biological Rhythm Disorders(用于检测、诊断和治疗生物节律紊乱的方法、系统和设备)”的美国临时申请第61/342,016号中找到,该申请针对其对应的非临时申请第13/081,411号公开为美国专利申请公开第2011/0251505A1号,其全部内容以参见的方式纳入本文。

[0179] 下述方面、实施例等式本发明的详细说明的一部分。涉及远侧末端实施例的实施例包括但不限于如下:

[0180] 在一个实施例中,提供一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)。该系统可包括第一细长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);以及篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),所述锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;包封和细丝缠绕的远侧末端(16,120),该远侧末端包括包封物(122)和细丝(124),远侧末端用于以预定的角度关系将样条(14)的远侧部(66)牢固地固定到所述远侧末端(16,120)处;其中,样条(14)包括超弹性材料;并且篮组件(12)具有径向扩张的非圆柱形形状。系统(10)还可包括:第二细长管状构件(46),该细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54);其中,篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内;其中,篮组件

(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状;以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非圆柱形形状。包封物可具有光滑的非形成血栓的外表面,该外表面不带有将允许血液通过或进入的空隙和凹槽。包封物(122)可包括热塑性材料。包封物(122)还可包括聚氨酯材料。细丝(124)可包括聚合物细丝、金属细丝或其组合。细丝(124)可系到、环绕到或卷绕到样条(14)之间、上和下,从而以所述预定的角度关系来大致对准和固定样条(14)的远侧部(66)。挠性样条(14)还可包括位于样条(14)的远侧部(66)处的对准构件(89);以及细丝(124)也系到、环绕到或卷绕到对准构件(89)之间、上和下。对准构件(89)可在远侧样条部(66)处包括圆形部。形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16,120)处的所述样条(14)之间的角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )均可大致彼此相等。或者,形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16,120)处的所述样条(14)之间的至少一个角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )可与位于所述远侧末端(16,120)处的所述样条(14)之间的另一角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )不同。当篮组件(12)处于所述径向扩张的非圆柱形形状时,样条(14)可延伸超出所述远侧末端(16,120),并可包括超出所述远侧末端(16)的向外弯曲的弯部(80),以使样条(14)朝锚定件(18)向后弯曲。

[0181] 在一个实施例中,一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:第一细长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);以及篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18);所述锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;远侧末端(16,150),该远侧末端包括弹性体材料,用以预定的角度关系将样条(14)的远侧部牢固地固定到所述远侧末端(16,150)处;其中,样条(14)包括超弹性材料;并且篮组件(12)具有径向扩张的非圆柱形形状。该系统还可包括:第二细长管状构件(46),该细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54);其中,篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内;其中,篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状;以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非圆柱形形状。远侧末端(16,150)可具有光滑的非形成血栓的外表面,该外表面不带有将允许血液通过或进入的空隙和凹槽。形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16,150)处的所述样条(14)之间的角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )均可大致彼此相等。或者,形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16,150)处的所述样条(14)之间的至少一个角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )可与位于所述远侧末端(16,150)处的所述样条(14)之间的另一角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )不同。弹性体材料可包括聚氨酯、硅酮及其组合。

[0182] 在一个实施例中,一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:第一细长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18);所述锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;远侧末端(16,150),该远侧末端包括挠性材料,用以牢固地固定样条(14)的远侧部;其中,篮组件(12)具有径向扩张的非圆柱形形状;其中,样条(14)包括超弹性材料;所述挠性材料包括选自弹性

体材料、非弹性聚合物材料、热塑性材料及其组合的材料；以及样条(14)以小于约 $45^\circ$ 的角度( $\alpha$ )接近末端(16)，该角度如从锚定件(18)和末端(16)之间的、沿近侧锚定件(18)和远侧末端(16,150)之间的纵向轴线(L)的线段所测量。实施例19的系统(10)还可包括：第二细长管状构件(46)，该细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54)；其中，篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内；其中，篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状；以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非圆柱形形状。当篮组件(12)处于所述径向扩张的非圆柱形形状时，样条(14)可延伸超出所述远侧末端(16,150)，并可包括超出所述远侧末端(16,120)的向外弯曲的弯部(80)，以使样条(14)朝锚定件(18)向后弯曲。形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16,150)处的所述样条(14)之间的角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )均可大致彼此相等。或者，形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16)处的所述样条(14)之间的至少一个角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )可与位于所述远侧末端(16,150)处的所述样条(14)之间的另一角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )不同。

[0183] 在一个实施例中，一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括：第一细长管状构件(20)，该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B)；篮组件，该篮组件包括：用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14)，样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66)；用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18)；所述锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处；远侧末端(16,104,104',126,134,140,152)，该远侧末端包括牢固地彼此固定的第一部分和第二部分；其中，样条(14)的远侧部(66)以预定的角度关系牢固地并且不滑动地设置在所述远侧末端(16)内；样条(14)以约 $90^\circ$ 或小于约 $90^\circ$ 的角度( $\alpha$ )接近于远侧末端(16)，如相对于锚定件(18)和末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量；篮组件(12)具有径向扩张的非圆柱形形状；以及样条(14)包括超弹性材料；该系统(10)还可包括：第二细长管状构件(46)，该第二细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54)；其中，篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内；其中，篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状；以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非圆柱形形状。形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16,104,104',126,134,140,152)处的所述样条(14)之间的角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )均可大致彼此相等。或者，形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16)处的所述样条(14)之间的至少一个角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )可与位于所述远侧末端(16,104,104',126,134,140,152)处的所述样条(14)之间的另一角度( $\theta_1$ - $\theta_8$ )不同。当篮组件(12)处于所述径向扩张的非圆柱形形状时，样条(14)可延伸超出所述远侧末端(16,104,104',126,134,140,152)，并可包括超出所述远侧末端(16,104,104',126,134,140,152)的向外弯曲的弯部(80)，以使样条(14)朝锚定件(18)向后弯曲。样条(14)可具有远端部(67)；此外，远侧样条端部(67)可牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16,104,104',126,134,140)内。样条(14)可以小于 $45^\circ$ 的角度( $\alpha$ )接近于所述远侧末端(16)，如从锚定件(18)和远侧末端(16,104,104',126,134,140)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量。

[0184] 涉及样条弯部和回弯部实施例的实施例包括但不限于如下：

[0185] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括：第一细

长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66)和位于它们之间的中间部(64);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的近侧锚定件(18);所述近侧锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的远侧末端(16),所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)限定位于它们之间的纵向轴线(L),所述样条(14)围绕该纵向轴线设置;其中,样条(14)以约90度或小于约90度的角度( $\alpha$ )接近于远侧末端(16),如从锚定件(18)和末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量;其中,样条(14)包括超弹性材料,因而,篮组件(12)在被径向压缩时具有大致圆柱形形状,并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状;以及处于径向扩张的非球形形状的样条(14)中的至少一些在篮组件(12)的远侧末端(16)附近的位置包含设置在样条(14)的远侧部(66)处的远侧向外弯曲的弯部(80),以使样条(14)朝近侧锚定件(18)向后弯曲。该系统还可包括:第二细长管状构件(46),该细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54);其中,篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内;其中,篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状;以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非球形形状。当篮组件(12)处于径向扩张的非球形形状时,样条(14)可延伸超过远侧末端(16);以及当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,远侧向外弯曲的弯部(80)的顶点(81)可设置成超出远侧末端(16)。远侧样条部(66)可牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16)内。远侧样条部(66)可以预定的角度关系牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16)内,其中,形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16)处的所述样条(14)之间的角度( $\theta_1-\theta_8$ )均可大致彼此相等;或者,形成所述预定的角度关系的、位于所述远侧末端(16)处的所述样条(14)之间的至少一个角度( $\theta_1-\theta_8$ )可与位于所述远侧末端(16)处的所述样条(14)之间的另一角度( $\theta_1-\theta_8$ )不同。样条(14)具有远侧端部(67);此外,远侧样条端部(67)可牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16)内。样条(14)可以小于约45度的角度( $\alpha$ )接近于所述远侧末端(16),如从所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量。样条(14)可在所述远侧末端(16)和所述远侧向外弯曲的弯部(80)之间具有远侧向内弯曲的弯部(78)。远侧末端(16)可具有光滑的非形成血栓的外表面,该外表面不带有将允许血液通过或进入的空隙和凹槽。与处于所述中间部(64)处的样条宽度相比,样条(14)可在位于末端(16)附近的所述远侧部(66)处具有缩小的宽度。

[0186] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:第一细长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66)和位于它们之间的中间部(64);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的近侧锚定件(18);所述近侧锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的远侧末端(16),所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)限定纵向轴线(L),所述样条(14)围绕该纵向轴线设置;其中,样条(14)以约90度或小于约90度的角度( $\alpha$ )接近于远侧末端(16),如从锚定件(18)和末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量;其中,样条(14)包括超弹性材料,因而,篮组件(12)在被径



向压缩时具有大致圆柱形形状,并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状;以及处于径向扩张的非球形形状的每个样条(14)在靠近篮组件(12)的近侧锚定件(18)的位置处包含位于样条(14)的近侧部(62)内的近侧弯折部(76),近侧弯折部(76)包括近侧向外弯曲的弯部(84)以及位于所述近侧向外弯曲的弯部(84)和所述近侧锚定件(18)之间的近侧向内弯曲的弯部(82),近侧向内弯曲的弯部(82)的顶点(83)沿朝向远侧末端(16)的方向设置,并比近侧向外弯曲的弯部(84)进一步向内更接近于远侧末端(16)设置。该系统(10)还可包括:第二细长管状构件(46),该第二细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54);其中,篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内;其中,篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状;以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非球形形状。样条(14)可以小于约45度的角度( $\alpha$ )接近于所述远侧末端(16),如从所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量。处于径向扩张的非球形形状的样条(14)可在篮组件(12)的远侧末端(16)附近的位置包含设置在样条(14)的远侧部(66)处的远侧向外弯曲的弯部(80),以使样条(14)朝向近侧锚定件(18)向后弯曲;其中,样条(14)可在所述远侧末端(16)和所述远侧向外弯曲的弯部(80)之间具有远侧向内弯曲的弯部(78);以及,当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,样条(14)可延伸超过远侧末端(16),以及当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,远侧向外弯曲的弯部(80)的顶点(81)可设置成超出远侧末端(16)。远侧末端(16)可具有光滑的非形成血栓的外表面,该外表面不带有将允许血液通过或进入的空隙和凹槽。与所述中间部(64)处的样条宽度相比,样条(14)可在位于末端(16)附近的所述远侧部处具有缩小的宽度。各个样条(14)具有位于近侧向内弯曲的弯部(82)的所述顶点(83)和所述近侧向外弯曲的弯部(84)之间的长度;此外,至少一个样条(14)的所述长度可以与另一所述样条(14)的所述长度不同。或者,各个样条(14)可以在所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)之间具有大致相等的总长度。或者,各个样条(14)可具有从所述近侧锚定件(18)到所述远侧末端(16)的大致相等的总长度;此外,用于所述样条(14)中的至少一个的、从所述近侧向外弯曲的弯部(84)到所述远侧末端(16)的长度可以与所述样条(14)的另一个的所述长度不同。

[0187] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:第一细长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),所述样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的近侧锚定件(18);所述近侧锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的远侧末端(16),所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)限定纵向轴线(L),所述样条(14)围绕该纵向轴线设置;其中,样条(14)以小于约45度的角度( $\alpha$ )接近于远侧末端(16),如从近侧锚定件(18)和远侧末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量;其中,样条(14)包括超弹性材料,因而,篮组件(12)在被径向压缩时具有大致圆柱形形状,并在不被径向压缩时具有径向扩张的非球形形状;处于径向扩张的非球形形状的样条(14)可在篮组件(12)的远侧末端(16)附近的位置包含设置在样条(14)的远侧部处的远侧向外弯曲的弯部(80),以使样条(14)朝向近侧锚定件(18)向后弯曲;样条(14)在所述远

侧末端(16)和所述远侧向外弯曲的弯部(80)之间具有远侧向内弯曲的弯部(78);当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,样条(14)可延伸超过远侧末端(16),以及当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,远侧向外弯曲的弯部(80)的顶点(81)设置成超出远侧末端(16);以及处于径向扩张的非球形形状的几个样条(14)在靠近篮组件(12)的近侧锚定件(18)的位置处包含样条(14)的近侧部(62)内的近侧弯折部(76),近侧弯折部(76)包括近侧向外弯曲的弯部(84)以及位于所述近侧向外弯曲的弯部(84)和所述近侧锚定件(18)之间的近侧向内弯曲的弯部(82);近侧向内弯曲的弯部(82)的顶点(83)沿朝向远侧末端(16)的方向设置,并且比近侧向外弯曲的弯部(84)进一步向内更接近于远侧末端(16)设置。该系统(10)还可包括:第二细长管状构件(46),该第二细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54);其中,篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内;其中,篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状;以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩张的非球形形状。远侧样条部(66)可牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16)内。样条(14)可具有远端部(67);此外,远侧样条端部(67)可牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16)内。各个样条(14)可具有从所述近侧锚定件(18)到所述远侧末端(16)的大致相等的总长度;此外,用于所述样条(14)中的至少一个的、从所述近侧向外弯曲的弯部(84)到所述远侧末端(16)的长度与用于所述样条(14)中的另一个的所述长度不同。

[0188] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:第一细长管状(20)构件,该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),所述样条(14)具有近侧部(62)和远侧部(66);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的近侧锚定件(18);所述近侧锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的远侧末端(16),所述近侧锚定件(18)和所述末端(16)限定纵向轴线(L),所述样条(14)围绕该纵向轴线设置;其中,样条(14)包括超弹性材料,因而,篮组件(12)在径向压缩时具有大致圆柱形形状,并在不径向压缩时具有径向扩张的非球形形状;以及处于径向扩张的非球形形状的几个样条(14)在靠近篮组件(12)的近侧锚定件(18)的位置处包含样条(14)的近侧部内的近侧弯折部(76),近侧弯折部(76)包括近侧向外弯曲的弯部(84)以及位于所述近侧向外弯曲的弯部(84)和所述近侧锚定件(18)之间的近侧向内弯曲的弯部(82);近侧向内弯曲的弯部(82)的顶点(83)沿朝向远侧末端(16)的方向设置,并且比近侧向外弯曲的弯部(84)进一步向内更接近于远侧末端(16)设置;以及一些样条(14)的近侧向内弯曲的弯部(82)具有与其它样条(14)的近侧向内弯曲的弯部(82)不同的几何形状;以及各个样条(14)中的一个或多个组织接触部呈相对彼此不同的长度,以及样条(14)的近侧向内弯曲的弯部(82)中的每个具有补偿长度,以使所有样条(14)的近侧向内弯曲的弯部(82)与面向组织部之和基本上相等。该系统(10)还可包括:第二细长管状构件(46),该第二细长管状构件具有内腔(48)、近端(56)和远端(54);其中,篮组件(12)可滑动压缩以配合到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内;其中,篮组件(12)在压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内时具有大致圆柱形形状;以及篮组件(12)在不压缩到第二细长管状构件(46)的内腔(48)内并穿过第二细长管状构件(46)的远端(54)设置时具有径向扩

张的非球形形状。样条(14)可具有远端部(67);此外,远侧样条端部(67)可牢固地和不滑动地设置在所述远侧末端(16)内。处于径向扩张的非球形形状的样条(14)可在篮组件(12)的远侧末端(16)附近的位置包含设置在样条(14)的远侧部(66)处的远侧向外弯曲的弯部(80),以使样条(14)朝向近侧锚定件(18)向后弯曲;样条(14)可在所述远侧末端(16)和所述远侧向外弯曲的弯部(80)之间具有远侧向内弯曲的弯部(78);以及,当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,样条(14)可延伸超过远侧末端(16),以及当篮组件(12)处于所述径向扩张的非球形形状时,远侧向外弯曲的弯部(80)的顶点(81)设置成超出远侧末端(16)。

[0189] 涉及用于篮式导管的样条组件的实施例包括但不限于如下:

[0190] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:细长管状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);多个挠性样条(14),所述挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)和两个侧表面(194,196),用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的末端(16);以及聚合物构件(185),该聚合物构件包括第一开口端(202)和第二开口端(200),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及包括内构件表面(208B)和外构件表面(208A),其中,多个挠性样条(14)中的至少一个至少部分地设置在所述聚合物构件的内腔(208)内;具有一个或多个露出的电极(186)的电极组件带(188),这些电极设置在所述聚合物构件(185)的外表面(208A)的至少一部分上;其中,柔性电极组件带(188)包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有内表面(236B)和相对的外表面(236A);所述一个或多个露出的电极(186)设置在所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上;以及一个或多个电迹线(228),电迹线设置在所述聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上或者所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,所述一个或多个电迹线(228)与所述一个或多个露出的电极(186)电连通;其中,柔性电极组件带(188)的一部分从所述聚合物构件(185)的外表面(208A)在所述锚定件(18)之前过渡到所述聚合物构件(185)的内表面(208B);而柔性电极组件带(188)的另一部分延伸通过所述锚定件(18)的至少一部分,并延伸到所述细长管状构件(20)的所述内腔(20C)内。该系统(10)还可包括:多个聚合物构件(185),它们分别包括所述柔性电极组件带(188);其中,所述多个挠性样条(14)中的每个至少部分地设置在所述多个聚合物构件(185)中的不同一个内。一个或多个电迹线(228)可设置在聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上,并还可包括通孔(230)以提供所述一个或多个电迹线(228)和所述一个或多个露出的电极(186)之间的所述电连通。一个或多个电迹线(228)可设置在聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,并还可包括位于聚合物衬底(236)的外表面(236A)和所述电迹线(228)上的聚合物覆盖物(238,240),而一个或多个露出的电极(186)基本上没有聚合物覆盖物(238,240)。聚合物构件(185)的第一相对的开口端(202)可以在接近于远侧末端(16)的位置固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的远侧样条部(66),而聚合物构件(185)的第二相对的开口端(200)可以在接近于锚定件(18)的位置固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的近侧样条部(62)。聚合物构件(185)的第一相对的开口端(202)可在接近于远侧末端(16)的位置通过密封件(206)

密封地固定到远侧样条部(66)。聚合物构件(185)的位于所述第一相对的开口端(202)和所述第二相对的开口端(200)之间的中间部可以不固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的所述中间部(64)。聚合物构件(185)的位于所述第一相对的开口端(202)和所述第二相对的开口端(200)之间的至少一个中间部可固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的所述至少一个中间部(64)。一个或多个露出的电极(186)可包括铜、金、铂、铂黑、铂铱及其组合。所述多个挠性样条(14)的外表面(190)和内表面(192)可以是大致平坦的表面,而所述多个挠性样条(14)的两个侧表面(194,196)可以为凸形的圆形表面。一个或多个露出的电极(186)可具有大致平坦的上表面。

[0191] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:细长管状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);多个挠性样条(14),所述挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)和两个侧表面(194,196),用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的末端(16);以及聚合物构件(185),该聚合物构件包括相对的第一开口端(202)和第二开口端(200),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及包括内构件表面(208B)和外构件表面(208A),其中,多个挠性样条(14)中的至少一个至少部分地设置在所述聚合物构件(185)的内腔(208)内;具有一个或多个露出的电极(186)的电极组件带(188),这些电极设置在所述聚合物构件(185)的外表面(208A)的至少一部分上;其中,柔性电极组件带(188)包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有内表面(236B)和相对的外表面(236A);所述一个或多个露出的电极(186)设置在所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上;以及一个或多个电迹线(228),电迹线设置在所述聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上或者所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,所述一个或多个电迹线(228)与所述一个或多个露出的电极(186)电连通;聚合物构件(185)的第一相对的开口端(202)在接近于远侧末端(16)的位置固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的远侧样条部(66),而聚合物构件(185)的第二相对的开口端(200)在接近于锚定件(18)的位置固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的近侧样条部(62);以及聚合物构件(185)的位于所述第一相对的开口端(202)和所述第二相对的开口端(200)之间的中间部不固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的所述中间部(64)。系统(10)还可包括密封件(206),用以使所述远侧样条部(66)与所述聚合物构件(185)的所述第一相对的开口端(202)密封地配合。柔性电极组件(188)的一部分可延伸通过所述锚定件(18)的至少一部分,并延伸到所述细长管状构件(20)的所述内腔(20C)内。该系统(10)还可包括:多个聚合物构件(185),它们分别包括所述柔性电极组件带(188);其中,所述多个挠性样条(14)中的每个可至少部分地设置在所述多个聚合物构件(185)中不同的一个内。一个或多个电迹线(228)可设置在聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上,并还可包括通孔(230),以提供所述一个或多个电迹线(228)和所述一个或多个露出的电极(186)之间的所述电连通。一个或多个电迹线(228)可设置在聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,并还可包括位于聚合物衬底(236)的外表面(236A)和所述电迹线(228)上的聚合物覆盖物(238,240),而一个或多个露出的电极(186)基本上没有聚合物覆盖物(238,240)。一个或多

个露出的电极(186)可包括铜、金、铂、铂黑、铂铱及其组合。所述多个挠性样条(14)的外表面(190)和内表面(192)可以是大致平坦的表面,而所述多个挠性样条(14)的两个侧表面(194,196)可以为凸形的圆形表面。一个或多个露出的电极(186)具有大致平坦的上表面。

[0192] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:细长管状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);多个挠性样条(14),所述挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)和两个侧表面(194,196),所述外样条表面(190,192)具有大致平坦的部分,大致平坦的部分彼此平行,此外,两个侧样条表面(194,196)为凸形倒圆,以限定倒圆的矩形形状;用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的末端(16);以及多个聚合物构件(185),这些聚合物构件分别包括相对的第一开口端(202)和第二开口端(200),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208);其中,聚合物构件(185)包括内构件表面(208B)、外构件表面(208A)和两个侧表面,聚合物构件的横截面轮廓是椭圆形的,以与样条(14)的倒圆的矩形形状的横截面轮廓匹配,并略大于样条(14)倒圆的矩形形状的横截面轮廓,多个挠性样条(14)中的每个至少部分地设置在所述多个聚合物构件(185)中不同的一个的内腔(208)内;具有一个或多个露出的电极(186)的柔性电极组件带(188),电极设置在所述聚合物构件(185)的外表面(208A)的至少一部分上;其中,柔性电极组件带(188)包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有内表面(236B)和相对的外表面(236A);所述一个或多个露出的电极(186)设置在所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上;以及一个或多个电迹线(228),电迹线设置在所述聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上或者所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,所述一个或多个电迹线(228)与所述一个或多个露出的电极(186)电连通;其中,所述柔性电极组件(188)的一部分延伸通过所述锚定件(18)的至少一部分,并延伸到所述细长管状构件(20)的所述内腔(20C)内。一个或多个电迹线(228)可设置在聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上,并还可包括通孔(230)以提供所述一个或多个电迹线(228)和所述一个或多个露出的电极(186)之间的所述电连通。一个或多个电迹线(228)可设置在聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,并还可包括位于聚合物衬底(236)的外表面(236A)和所述电迹线(228)上的聚合物覆盖物(238,240),而一个或多个露出的电极(186)基本上没有聚合物覆盖物(238,240)。聚合物构件(185)的第一相对的开口端(202)可以在接近于远侧末端(16)的位置密封地固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的远侧样条部(66),而聚合物构件(185)的第二相对的开口端(200)可以在接近于锚定件(18)的位置固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的近侧样条部(62)。聚合物构件的位于所述第一相对的开口端(202)和所述第二相对的开口端(200)之间的中间部可以不固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的所述中间部(64)。聚合物构件(185)的位于所述第一相对的开口端(202)和所述第二相对的开口端(200)之间的至少一个中间部可固定到多个挠性样条(14)中的所述至少一个的所述至少一个中间部分(64)。一个或多个露出的电极(186)可包括铜、金、铂、铂黑、铂铱及其组合。一个或多个露出的电极(186)可具有大致平坦的上表面。

[0193] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10)可包括:细长管

状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);多个挠性样条(14),所述挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)以及两个侧表面(194,196);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的末端(16);以及多个聚合物构件(185),这些聚合物构件分别包括相对的第一开口端(202)和第二开口端(200),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及包括内构件表面(208B)和外构件表面(208A),其中,多个挠性样条(14)中的至少一个至少部分地设置在所述多个聚合物构件(185)中不同的一个的内腔(208)内;具有一个或多个露出的电极(186)的电极组件带(188),这些电极设置在所述聚合物构件(185)的外表面(208A)的至少一部分上;其中,柔性电极组件带(188)包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有内表面(236B)和相对的外表面(236A);所述一个或多个露出的电极(186)设置在所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上;以及一个或多个电迹线(228),电迹线设置在所述聚合物衬底(236)的内表面(236B)的至少一部分上或者所述聚合物衬底(236)的外表面(236A)的至少一部分上,所述一个或多个电迹线(228)与所述一个或多个露出的电极(186)电连通;柔性电极组件带(188)压缩到聚合物构件(185)的外表面(208A)内;以及柔性电极组件带(188)热连结或粘接到聚合物构件(185)的外表面(208A)。

[0194] 涉及柔性电路和柔性电极组件的实施例包括但不限于如下:

[0195] 一种用于插入体腔的装置可包括:具有露出的电极(186)的电极组件带(188),其包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有上表面(236A)和相对的下表面(236B);一个或多个露出的电极(186),电极设置在所述聚合物衬底(236)的上表面(236A)的一部分上;一个或多个电迹线(228),电迹线设置在聚合物衬底(236)的下表面(236B)的一部分上,以借助通过衬底(236)的镀金属孔(230)与一个或多个电极(186)电连通;以及柔性聚合物衬底(246),该柔性聚合物衬底具有衬底表面(246A)和衬底壁(246C);其中,将电极组件带(188)压缩连结和热连结到柔性聚合物衬底(246)的衬底表面(246A),以限定柔性电极组件带(247);以及电极组件带(188)具有从约0.0005英尺到约0.008英尺的厚度。电极组件带(188)具有从约0.002英尺到约0.004英尺的厚度。该装置还可包括:第一聚合物覆盖物(238),该第一聚合物覆盖物设置在聚合物衬底(236)的衬底表面(236A)的在其上不具有一个或多个电极(186)的部分上,所述第一聚合物覆盖物(238)具有设置在一个或多个电极(186)上的孔,由此限定一个或多个露出的电极(186);以及第二聚合物覆盖物(240),该第二聚合物覆盖物设置在一个或多个电迹线(228)以及衬底(236)的下表面(236B)的在其上不具有一个或多个电迹线(228)的部分上。聚合物衬底(236)、第一聚合物覆盖物(238)以及第二聚合物覆盖物(240)可包括可生物兼容的聚酰亚胺材料。柔性聚合物衬底(236)可包括可生物兼容的聚醚嵌段酰胺材料。柔性聚合物衬底(236)可包括选自如下的可生物兼容聚合物:聚酯、硅酮、硅酮橡胶、尿烷及其组合。柔性聚合物衬底(236)可以是片。或者,柔性聚合物衬底(236)可以是具有开口内腔的挤出管。

[0196] 一种用于插入体腔的装置可包括:具有露出的电极(186)的电极组件带(188),其包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有上表面(236A)和相对的下表面(236B);至少两个电极(186),至少两个电极设置在所述聚合物衬底(236)的上表面(236A)的一部分上;

至少两个电迹线(228),至少两个电迹线设置在聚合物衬底(236)的下表面(236B)的一部分上,以借助通过衬底(236)的镀金属孔(230)与至少两个电极电连通;第一聚合物覆盖物(238),该第一聚合物覆盖物设置在聚合物衬底(236)的上表面(236A)的在其上不具有所述电极(186)中的至少两个的部分上,所述第一聚合物覆盖物(238)具有设置在所述电极(186)中的至少两个上的孔,由此限定至少两个露出的电极(186);第二聚合物覆盖物(240),该第二聚合物覆盖物设置在电迹线(228)中的至少两个以及衬底(236)的下表面的在其上不具有至少两个电迹线(228)的部分上;具有相对的开口端(200,202)的第一柔性聚合物管(185),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及限定内管状表面(208B)和外管状表面(208A);其中,电极组件带(188)设置到第一柔性聚合物管(185)的外表面(208A)上;以及第二柔性聚合物管(185),该第二柔性聚合物管具有相对的开口端(200,202),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及具有内管状表面(208B)和外管状表面(208A),其中,第二柔性聚合物管(185)设置在电极组件带(188)的不具有露出的电极(186)的部分上;其中,电极组件带(188)、第一柔性聚合物管(185)以及第二柔性聚合物管(185)彼此压缩连结和热连结,以限定柔性电极组件带(247);以及电极组件带(188)具有从约0.0005英尺到约0.008英尺的厚度。聚合物衬底(236)、第一聚合物覆盖物(238)以及第二聚合物覆盖物(240)可包括可生物兼容的聚酰亚胺材料。第一和第二柔性聚合物基管(185)可包括聚醚嵌段酰胺材料。第一柔性聚合物基管(185)可以是挤出管。柔性电极组件带(247)可具有大致平滑和非创伤性的总体外表面(246A)。该装置还可包括:细长管状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);多个挠性样条(14),所述挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)以及两个侧表面(194,196);用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;以及用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的末端(16);其中,柔性电极组件带(247)设置在多个样条(14)的至少一个上。该装置还可包括多个柔性电极组件带(247),其中,多个样条(14)中的每个具有设置于其上的所述多个柔性电极组件带(247)中的至少一个。

[0197] 一种用于插入体腔的装置可包括:具有露出的电极(186)的电极组件带(188),其包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有上表面(236A)和相对的下表面(236B);一个或多个大致平坦的电极(186),电极设置在聚合物衬底(236)的上表面(236A)的一部分上;一个或多个电迹线(228),电迹线设置在聚合物衬底(236)的下表面(236B)的一部分上,以借助通过衬底(236)的镀金属孔(230)与一个或多个电极(186)电连通;第一聚合物覆盖物(238),该第一聚合物覆盖物设置在聚合物衬底(236)的上表面(236A)的在其上不具有一个或多个电极(186)的部分上,所述第一聚合物覆盖物(238)具有设置在一个或多个电极(186)上的孔,由此限定一个或多个露出的电极(186);第二聚合物覆盖物(240),该第二聚合物覆盖物设置在一个或多个电迹线(228)以及衬底(236)的下表面(236B)的在其上不具有一个或多个电迹线(228)的部分上;以及柔性聚合物管(185),该柔性聚合物管具有相对的开口端(200,202),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及内管状表面(208B)和外管状表面(208A),内管状表面和外管状表面在它们之间限定管状壁(210);其中,将电极组件带(188)压缩连结和热连结到柔性聚合物管(185)的外表面(208A),以限定柔性电极

组件带(247);其中,大致平坦的电极(186)的大部分保持大致平坦,以提供大致平坦的露出的电极(186);以及电极组件带(188)具有从约0.0005英尺到约0.008英尺的厚度。聚合物衬底(236)可包括聚酰亚胺材料。第一聚合物覆盖物(238)以及第二聚合物覆盖物(240)可包括聚酰亚胺材料。柔性聚合物管(185)可包括聚醚嵌段酰胺材料。柔性聚合物基管(185)可以是挤出管。电极组件带(188)可压缩到柔性聚合物基管(185)的管状壁(210)内,以为柔性电极组件带提供大致平滑并非创伤性的总体外表面。该装置还可包括:细长管状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);一个或多个挠性样条(14),挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,一个或多个样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)以及两个侧表面(194,196);用于牢固地固定一个或多个样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;以及用于牢固地固定一个或多个样条(14)的远侧部(66)的末端(16);其中,柔性电极组件带(247)设置在一个或多个样条(14)的至少一个上。该装置还可包括一个或多个柔性电极组件带(247),其中,所述一个或多个样条(14)中的每个可具有设置于其上的所述一个或多个柔性电极组件带(247)中的至少一个。

[0198] 用于插入体腔的装置可包括具有露出的电极(186)的电极组件带(188),其包括:聚合物衬底(236),所述聚合物衬底具有上表面(236A)和相对的下表面(236B);至少两个大致平坦的电极(186),至少两个电极设置在所述聚合物衬底(236)的上表面(236A)的一部分上;至少两个电迹线(228),至少两个电迹线设置在聚合物衬底(236)的下表面(236B)的一部分上,以借助通过衬底(236)的镀金属孔(230)与至少两个电极(186)电连通;第一聚合物覆盖物(238),该第一聚合物覆盖物设置在聚合物衬底(236)的上表面(236A)的在其上不具有所述电极(186)中的至少两个的部分上,所述第一聚合物覆盖物(238)具有设置在所述电极(186)中的至少两个上的孔,由此限定至少两个露出的电极(186);第二聚合物覆盖物(240),该第二聚合物覆盖物设置在多个电迹线(228)以及衬底(236)的下表面(236B)的在其上不具有电迹线(228)的部分上;第一柔性聚合物管(185),该第一柔性聚合物管具有相对的开口端(200,202),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及内管状表面(208B)和外管状表面(208A);其中,电极组件带(188)设置到第一柔性聚合物构件(185)的外表面(208A)上;以及第二柔性聚合物管(185),第二柔性聚合物管具有相对的开口端(200,202),这些开口端在它们之间限定开口内腔(208),以及内管状表面(208B)和外管状表面(208A),其中,第二柔性聚合物管(185)设置在电极组件带(188)的不具有露出的电极(186)的部分上;其中,电极组件带(188)、第一柔性聚合物构件(185)以及第二柔性聚合物管(185)彼此压缩连结和热连结,以限定柔性电极组件带(247);其中,至少两个大致平坦的电极(186)的大部分保持大致平坦,以提供至少两个大致平坦的露出的电极(186);以及电极组件带(188)具有从约0.0005英尺到约0.008英尺的厚度。聚合物衬底(236)可包括聚酰亚胺材料。第一聚合物覆盖物(238)以及第二聚合物覆盖物(240)可包括聚酰亚胺材料。第一和第二柔性聚合物基管(185)可包括聚醚嵌段酰胺材料。第一柔性聚合物基管(185)可以是挤出管。柔性电极组件带(247)可具有大致平滑和非创伤性的总体外表面。该装置还可包括:细长管状构件(20),该细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);一个或多个挠性样条(14),所述挠性样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部



(64),其中,样条(14)包括外表面(190)、内表面(192)和两个侧表面(194,196),用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的锚定件(18),其中,锚定件(18)在细长管状构件(20)的远端(20B)处牢固地固定到细长管状构件(20)的内腔(20C)内;以及用于牢固地固定一个或多个样条(14)的远侧部(66)的末端(16);其中,柔性电极组件带(247)设置在一个或多个样条(14)的至少一个上。

[0199] 涉及用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的方法的实施例包括但不限于如下:

[0200] 一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的方法可包括:提供一种用于感测来自心脏的心内膜表面的多个局部电压的系统(10),该系统包括:第一细长管状构件(20),该第一细长管状构件具有内腔(20C)、近端(20A)和远端(20B);篮组件(12),该篮组件包括:用于引导多个露出的电极(186)的多个挠性样条(14),样条具有近侧部(62)、远侧部(66)以及位于它们之间的中间部(64),其中,电极(186)是大致平坦的电极,并且朝向篮组件(12)外的方向大致单向定向,用于牢固地固定样条(14)的近侧部(62)的近侧锚定件(18);所述锚定件(18)固定到第一细长管状构件(20)的远端(20B)处;用于牢固地固定样条(14)的远侧部(66)的远侧末端(16),所述近侧锚定件(18)和所述远侧末端(16)限定纵向轴线(L),所述样条(14)围绕该纵向轴线设置;其中,样条(14)以约90度或小于约90度的角度( $\alpha$ )接近于远侧末端(18),如从锚定件(18)和末端(16)之间的沿纵向轴线(L)的线段所测量;其中,样条(14)包括超弹性材料,因而,篮组件(12)在径向压缩时具有大致圆柱形形状,并在不径向压缩时具有径向扩张的非球形形状;以及处于径向扩张的非球形形状的各个样条(14)在靠近篮组件(12)的近侧锚定件(18)的位置处包含样条(14)的近侧部(62)内的近侧弯折部(76),近侧弯折部(76)包括近侧向外弯曲的弯部(84)以及位于所述近侧向外弯曲的弯部(84)和所述近侧锚定件(18)之间的近侧向内弯曲的弯部(82);近侧向内弯曲的弯部(82)的顶点(83)沿朝向远侧末端(16)的方向设置,并且比近侧向外弯曲的弯部(84)进一步向内更接近于远侧末端(16)设置。将系统(10)输送到心脏,以使篮组件(12)设置在心脏的右心房内;使近侧心房组织与设置在近侧样条部(62)上的电极(186)接触,以检测来自心房组织处的心内膜表面的多个局部电压;以及使心房组织与设置在中间样条部(64)和远侧样条部(66)上的电极(186)接触,以检测来自心房组织处的心内膜表面的多个局部电压。篮组件(12)的样条(14)可以是挠性的,以与右心房的轮廓匹配。基本上所有的电极(186)可与心房组织接触。基本上所有的电极(186)可保持大致空间上与心房组织固定。由系统(10)探测到的心房信号的大部分可具有比由系统(10)检测到的心室信号大的幅度。处于径向扩张的非球形形状的样条(14)可包含设置在样条(14)的远侧部(66)处的远侧向外弯曲的弯部(80),它位于篮组件(12)的远侧末端(16)附近的位置,以使样条(14)朝向近侧锚定件(18)向后弯曲;以及样条(14)在所述远侧末端(16)和所述远侧向外弯曲的弯部(80)之间具有远侧向内弯曲的弯部(78);篮组件(12)的样条(14)可以是挠性的,以与右心房的轮廓匹配。

[0201] 尽管文中具体示出和/或描述了本发明的各种实施例,将理解到可以由本领域技术人员作出本发明的修改和变型,而不脱离本发明的精神和想要的范围。此外,如权利要求书和说明书中所述的本发明的各实施例或各方面中任一个可以不作限制地彼此一起使用。

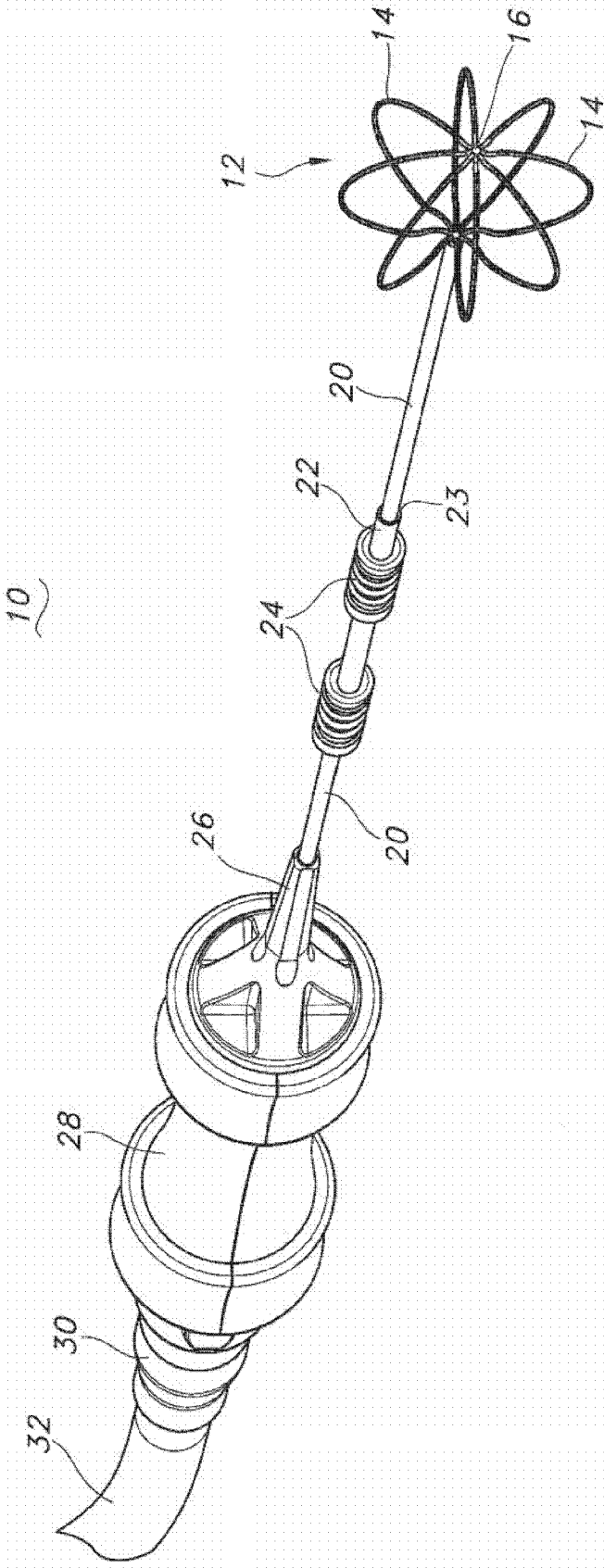


图1

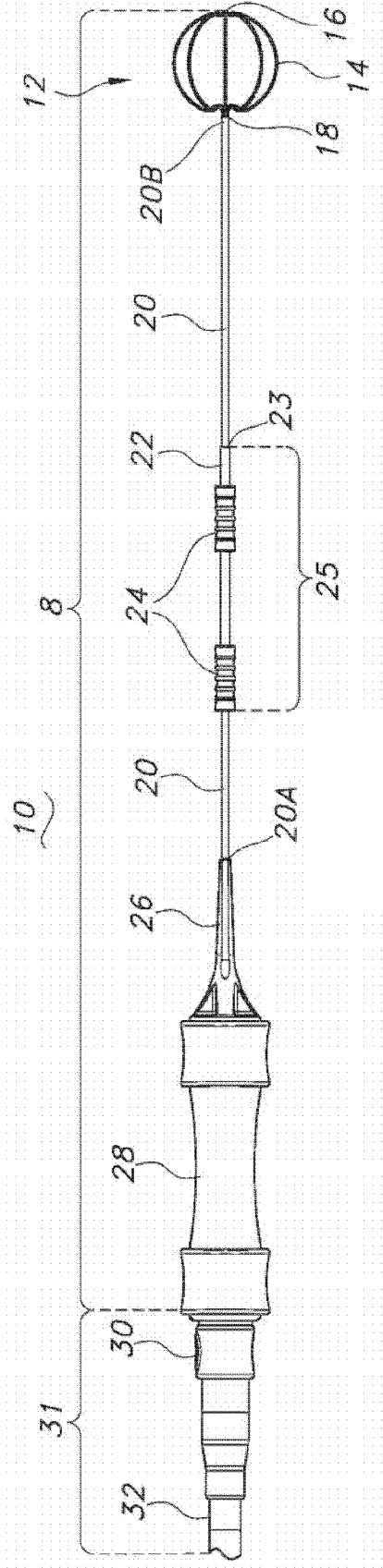


图2

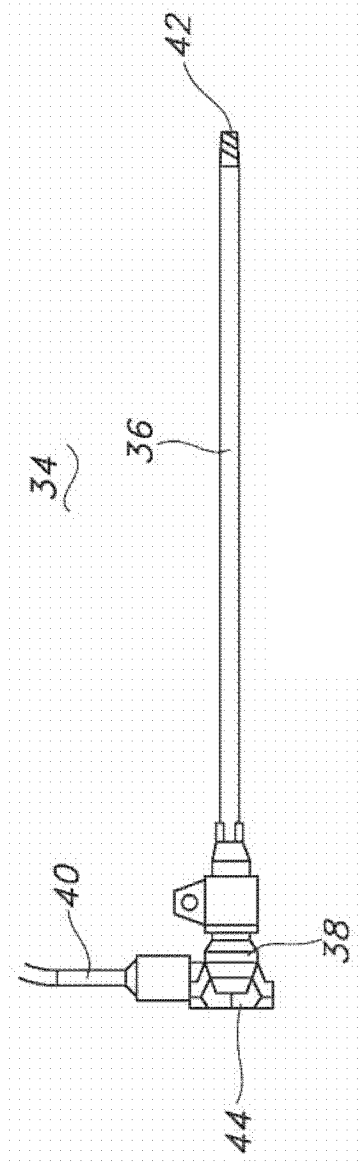


图3 (现有技术)

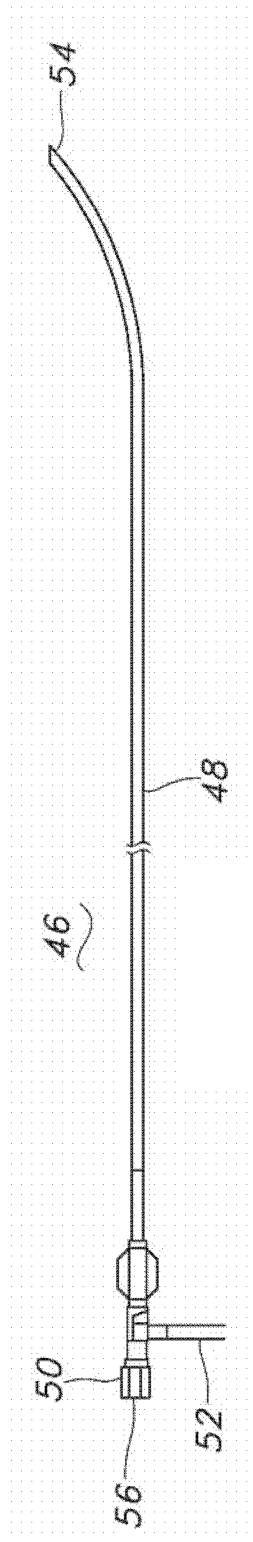


图4 (现有技术)

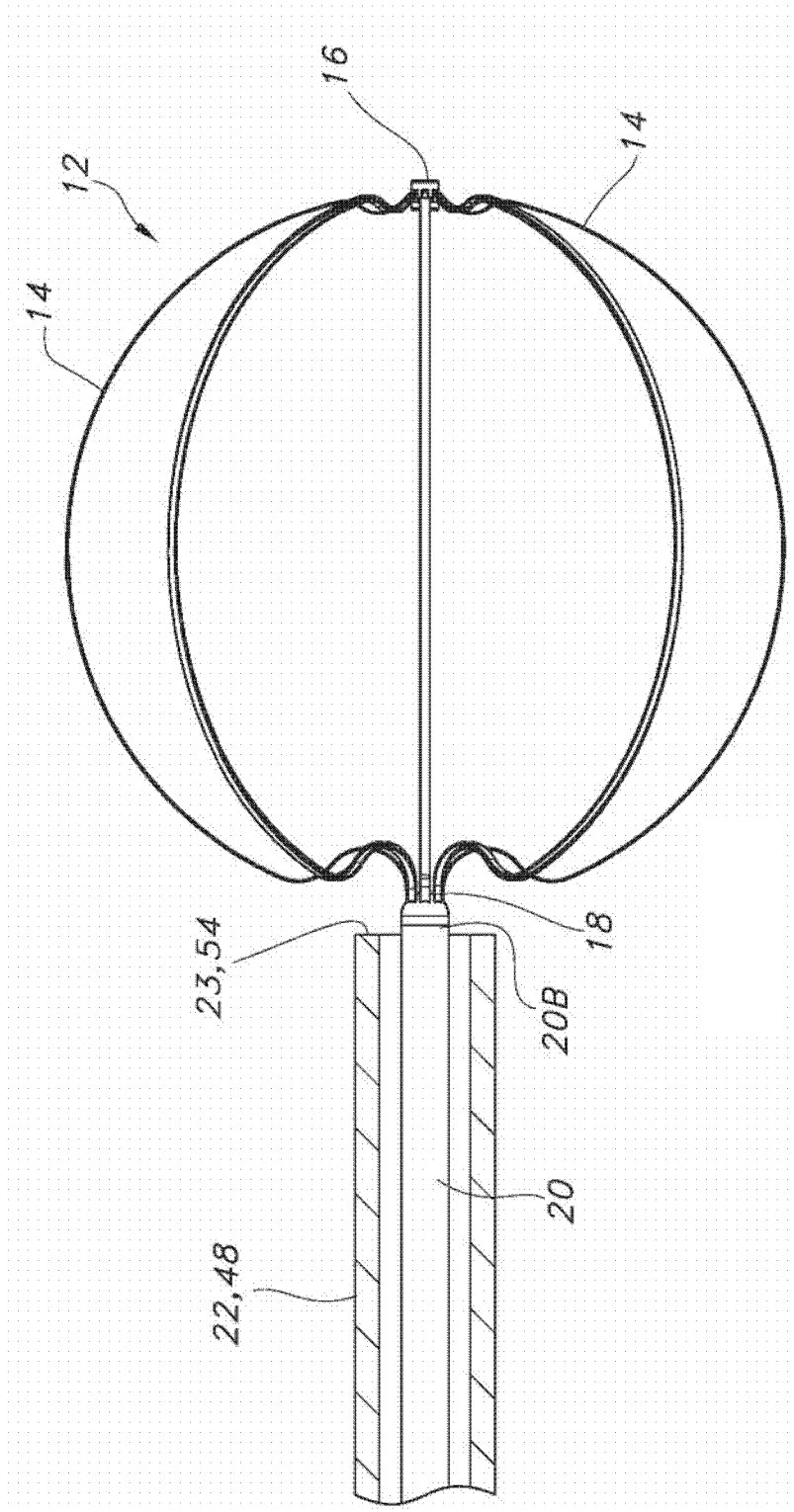


图5

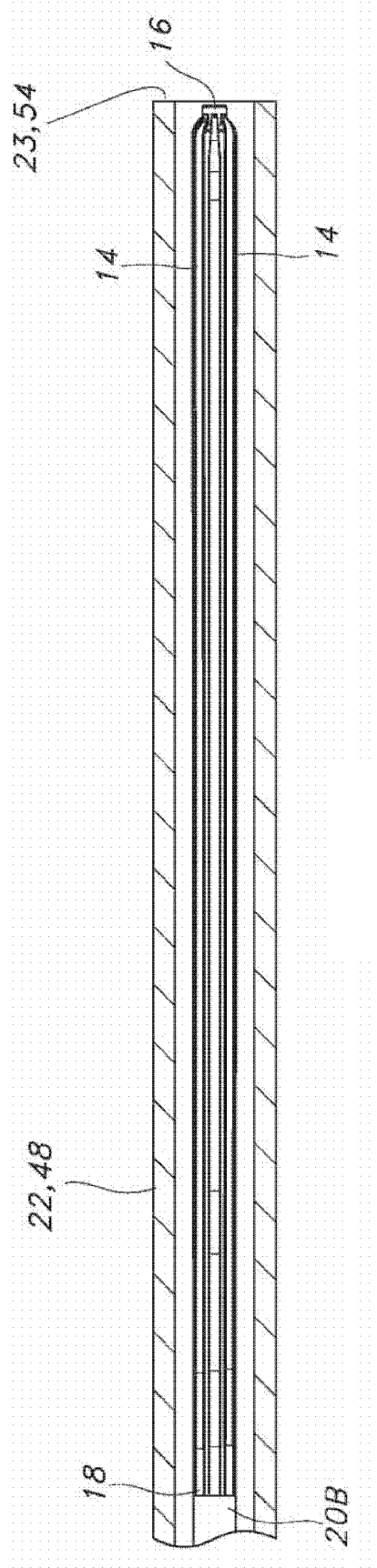


图6

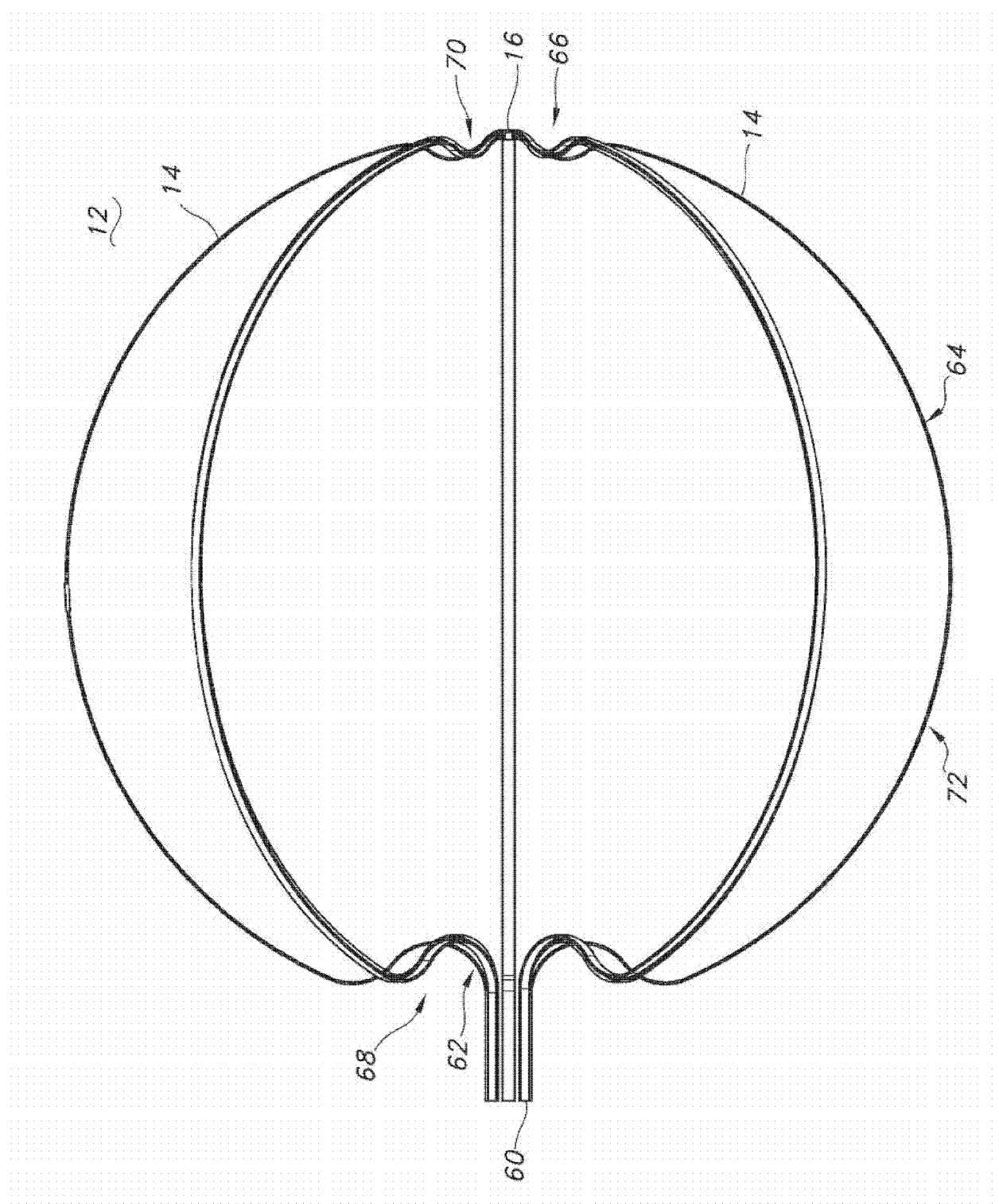


图7

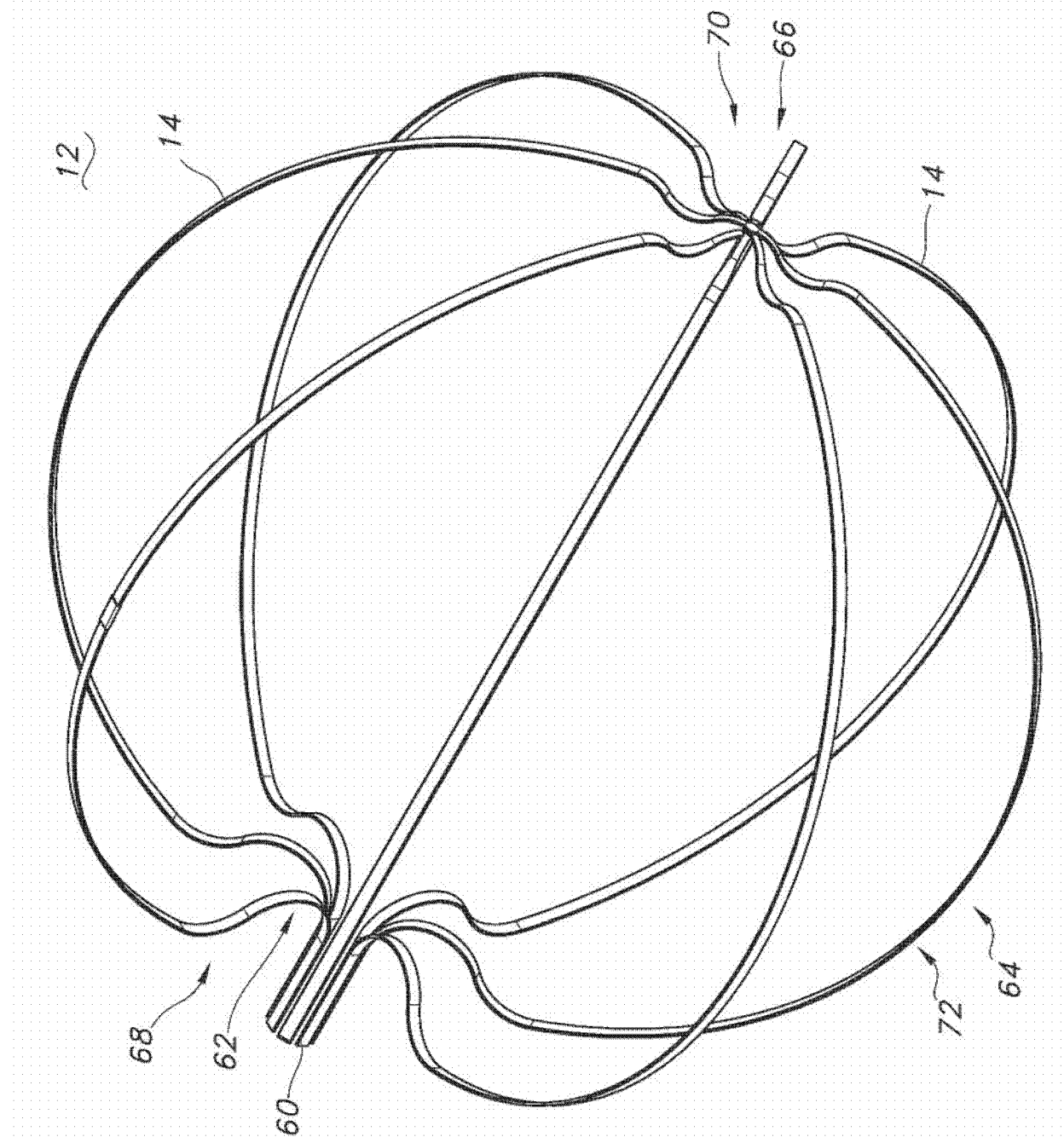


图8

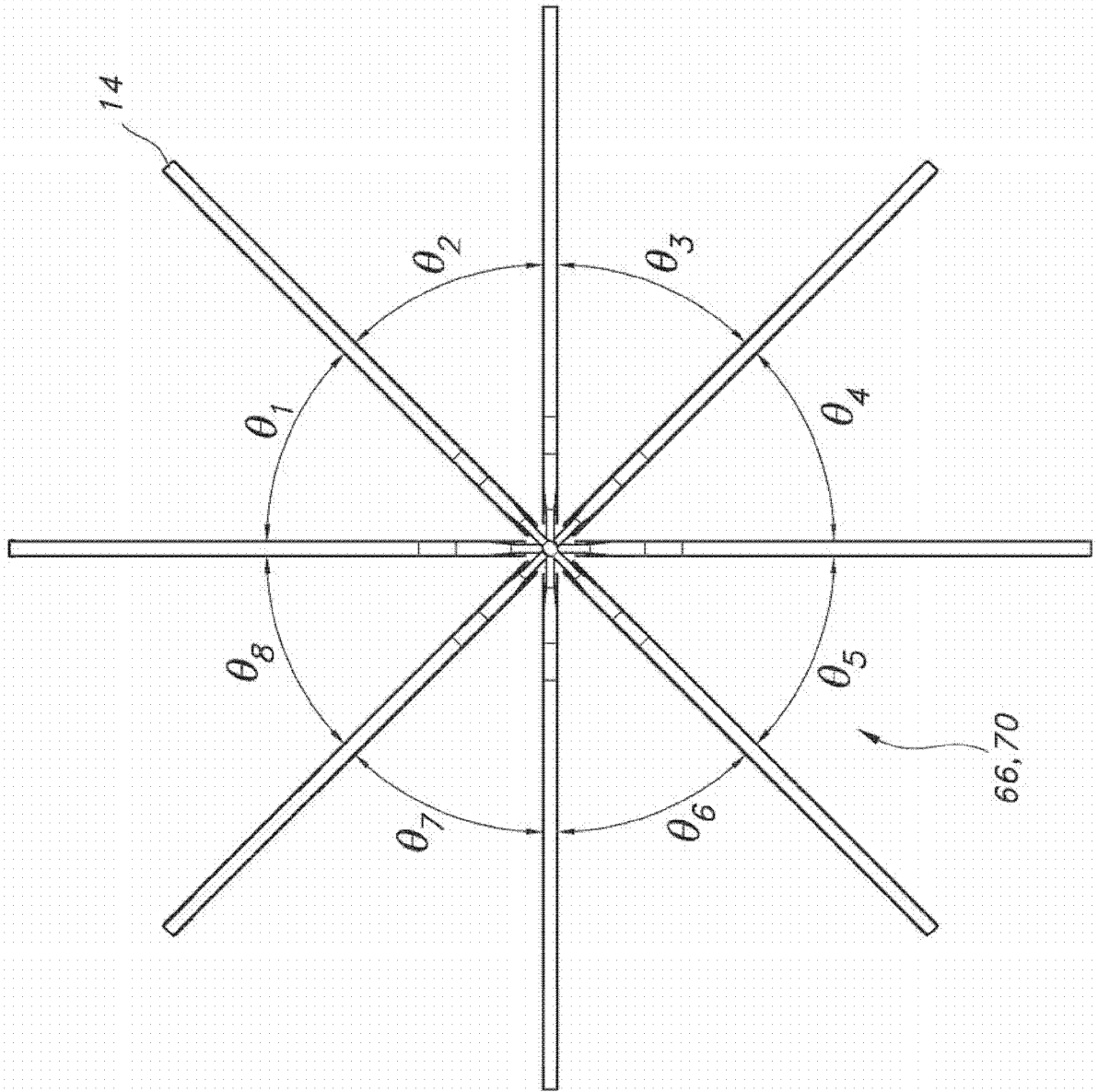


图9



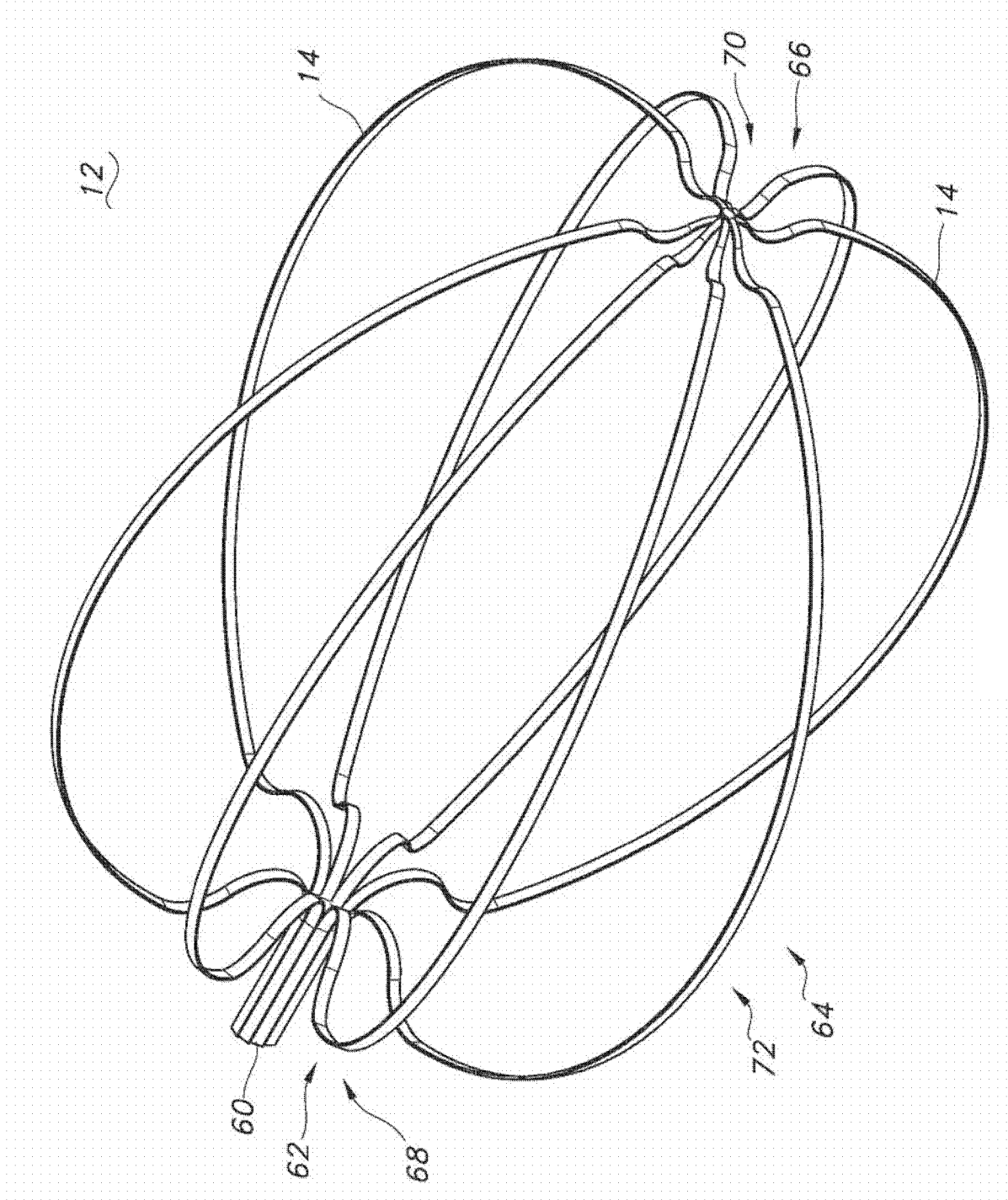


图10

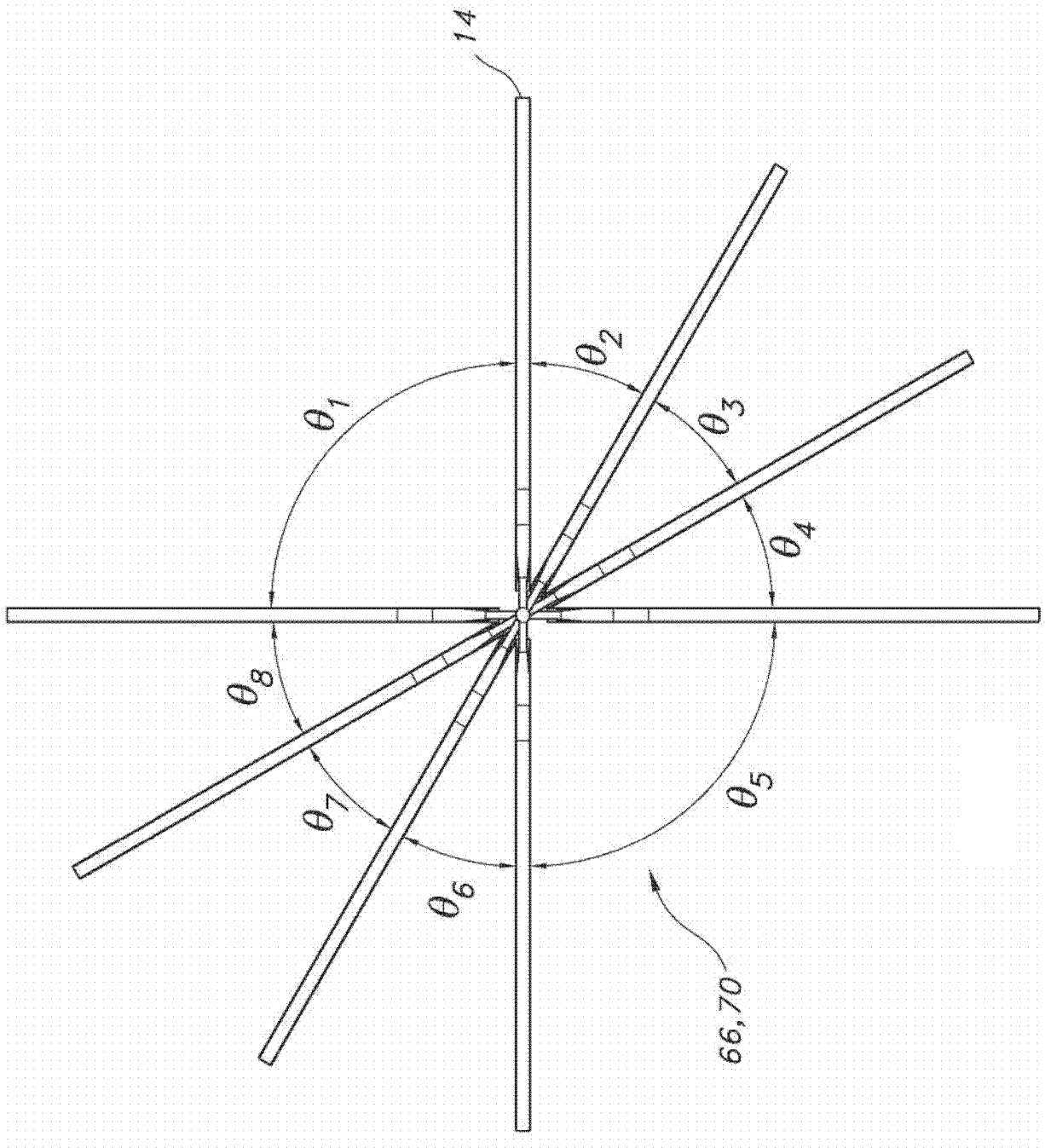


图11

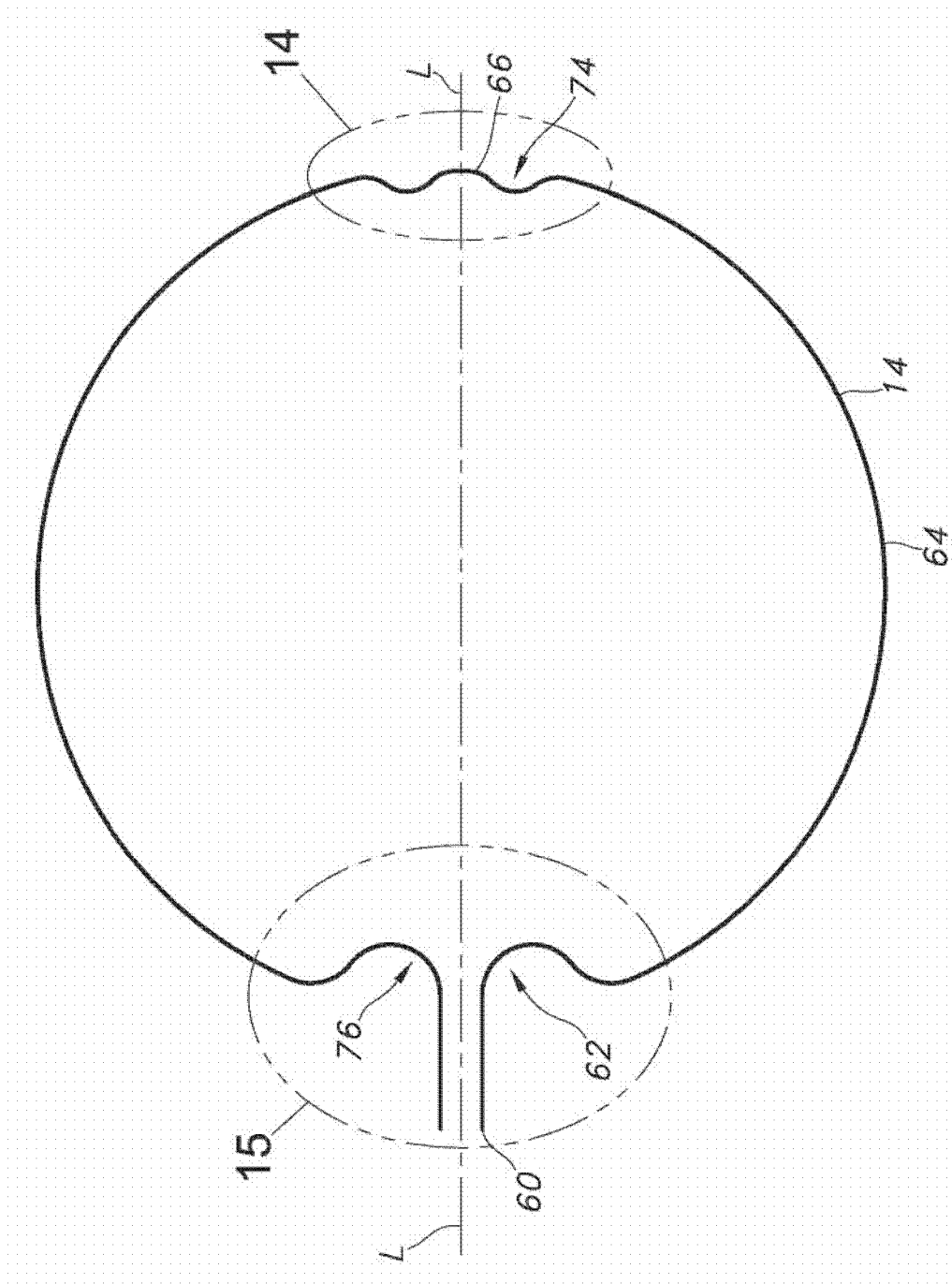


图12

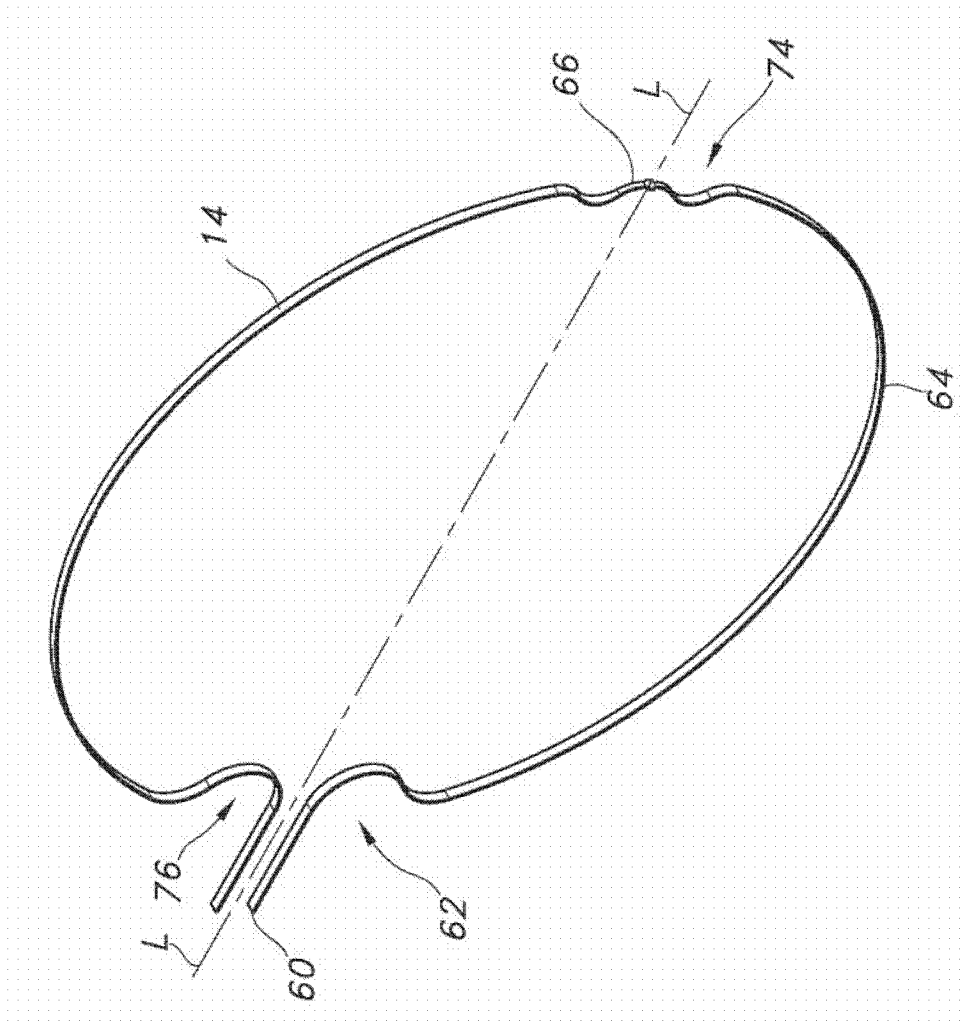


图13

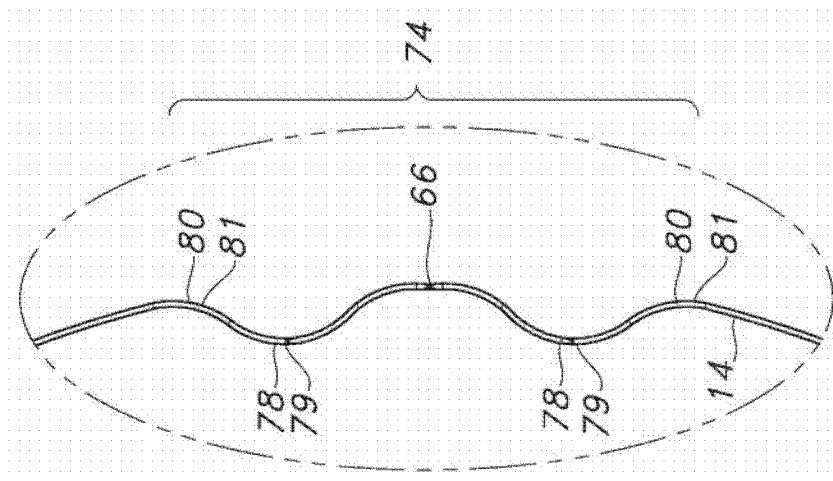


图14

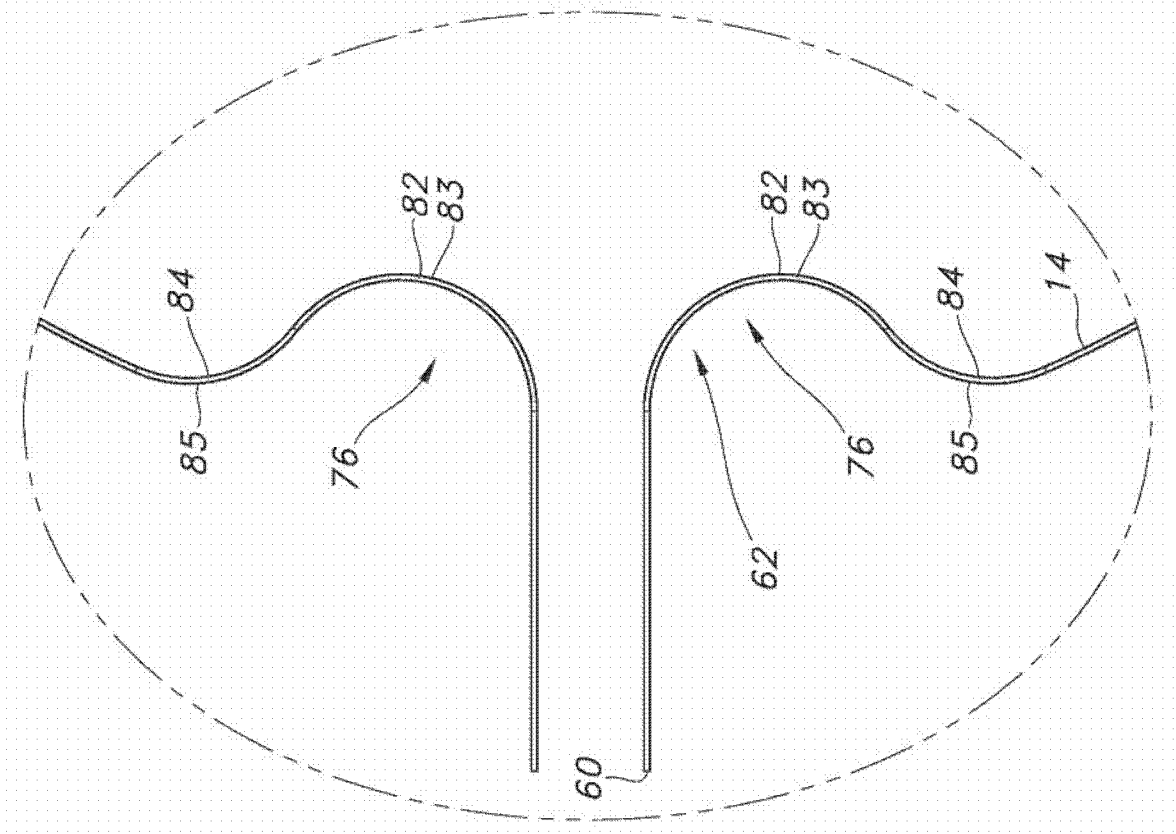


图15

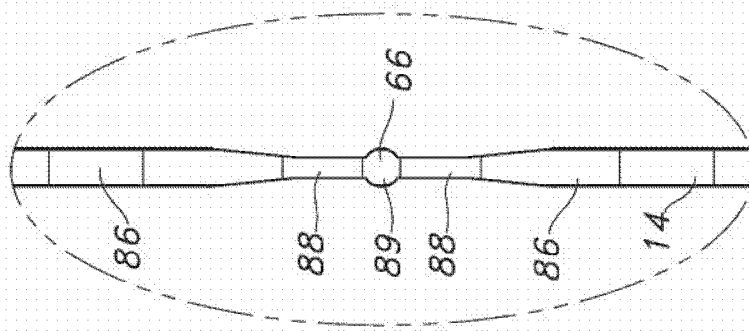


图16

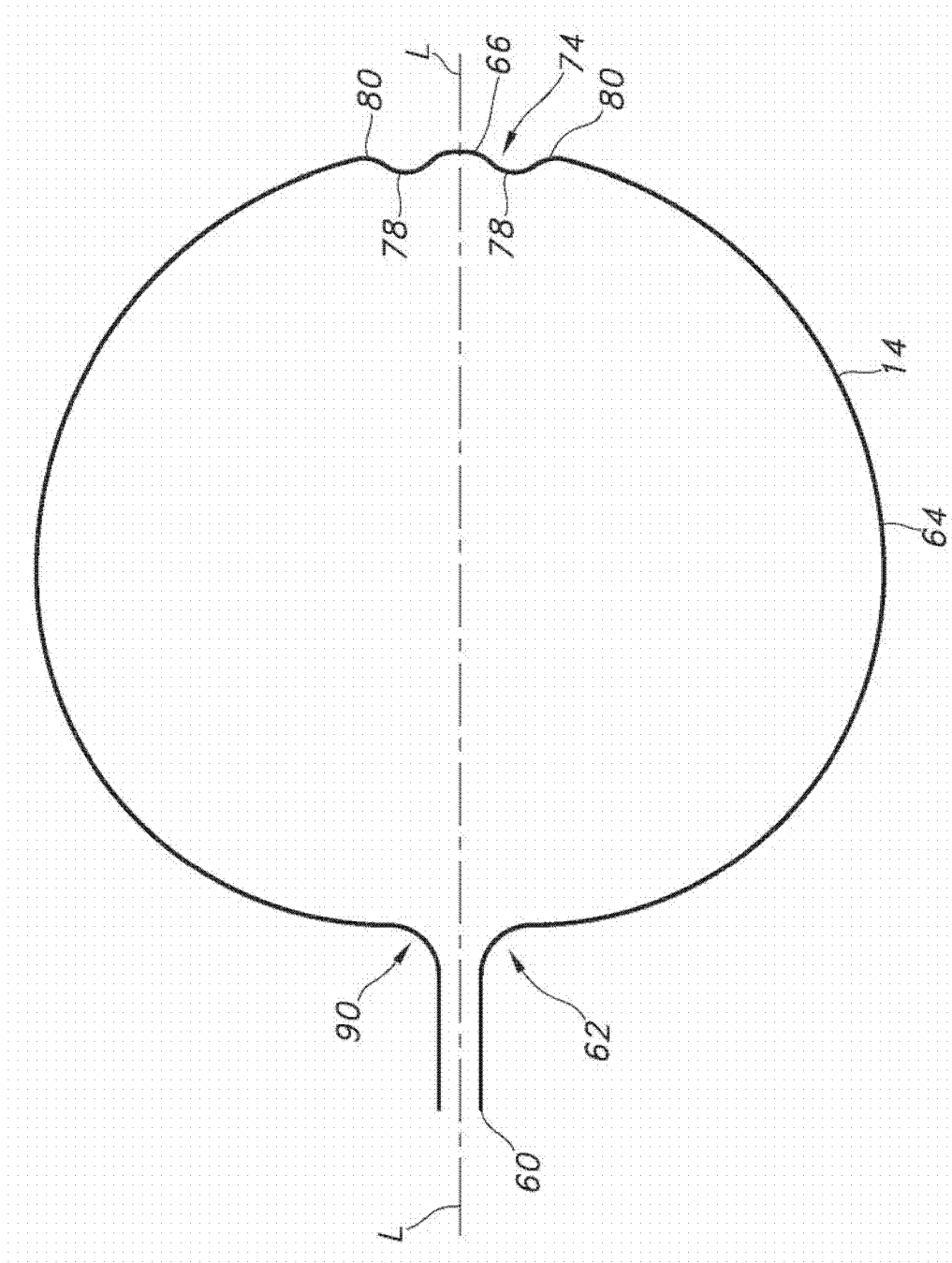


图17

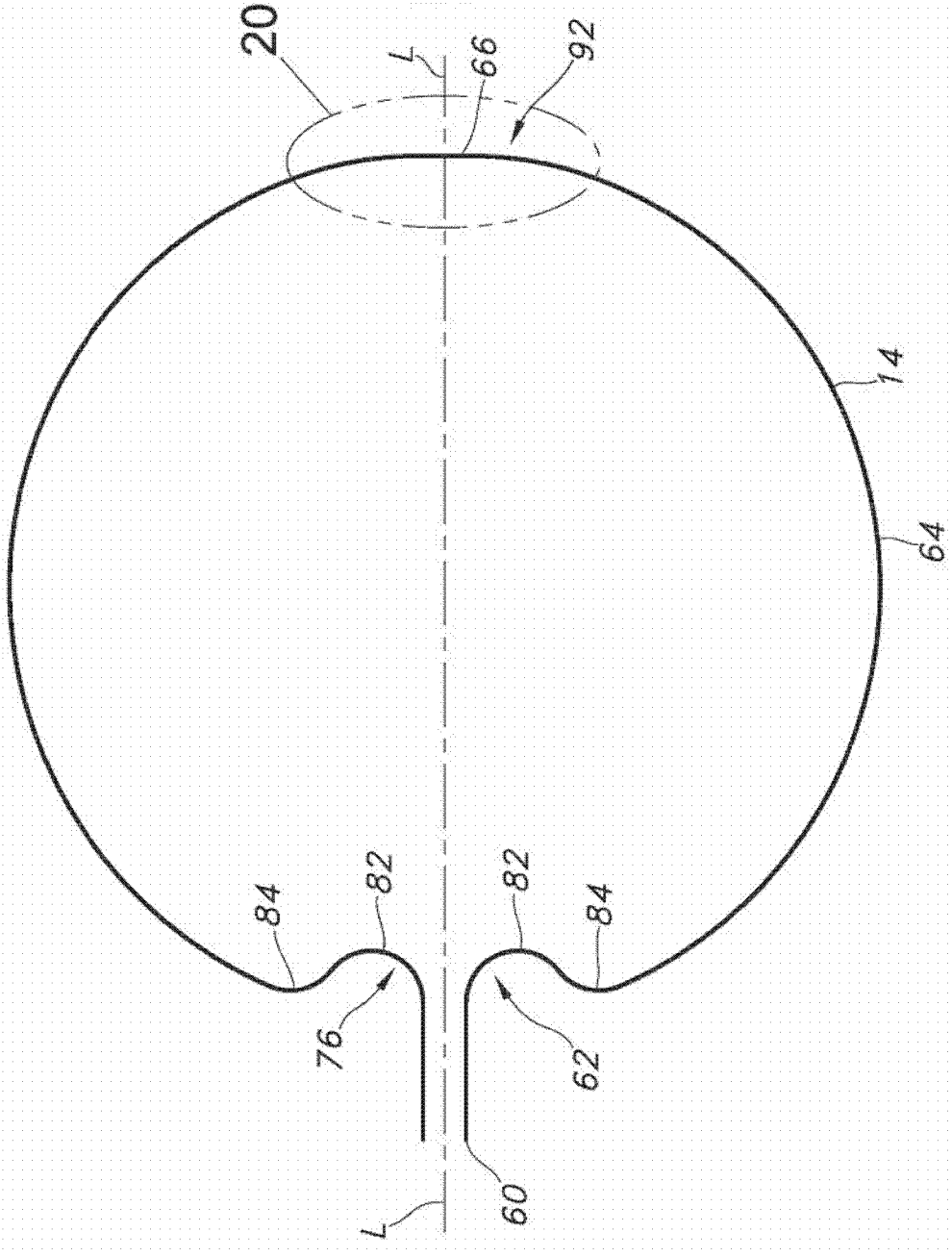


图18

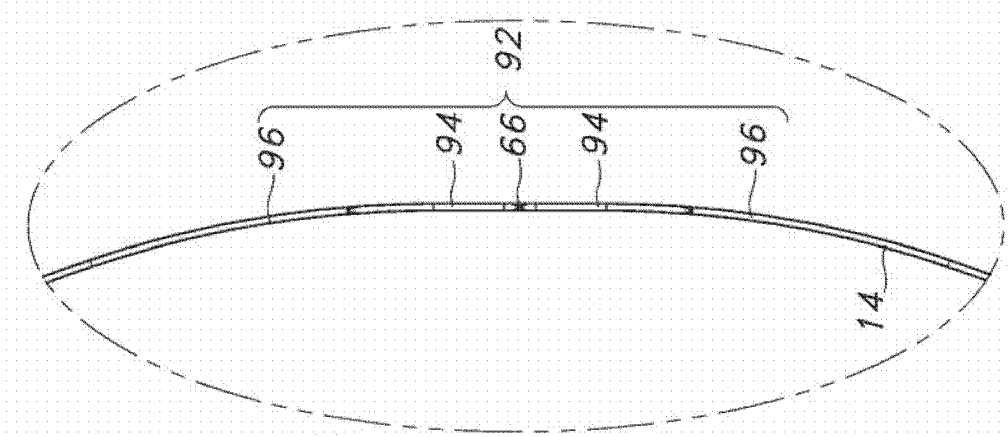


图20

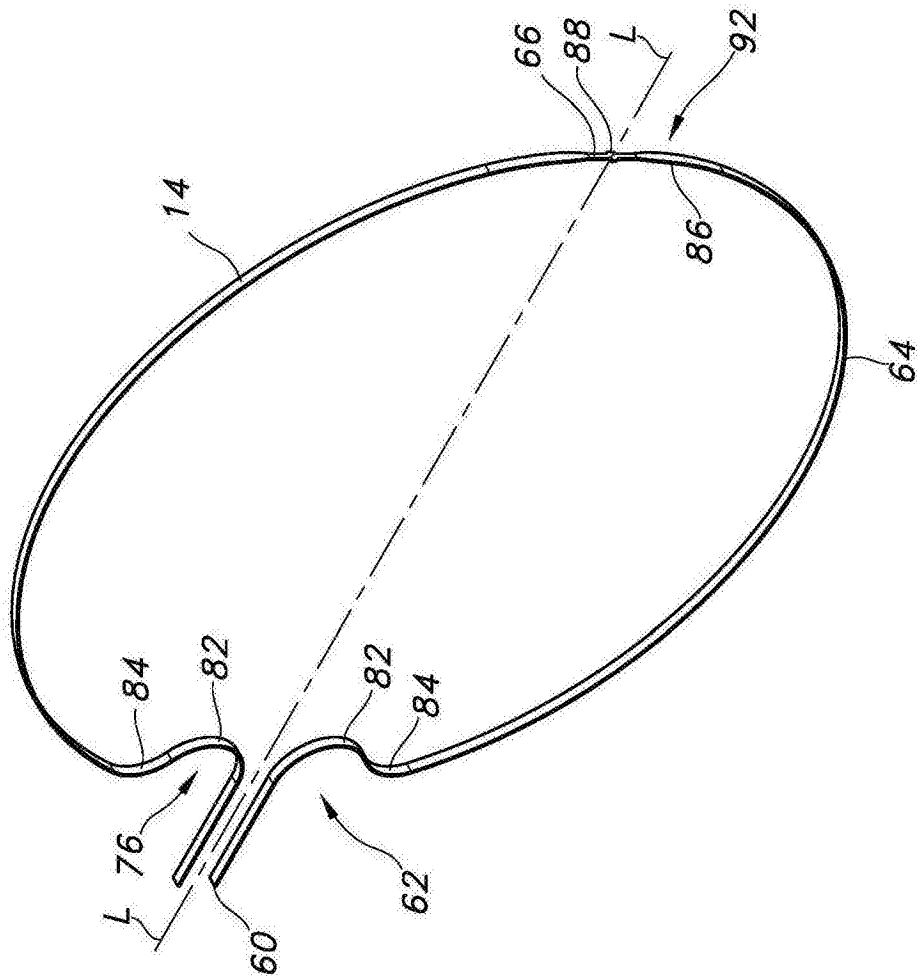


图19



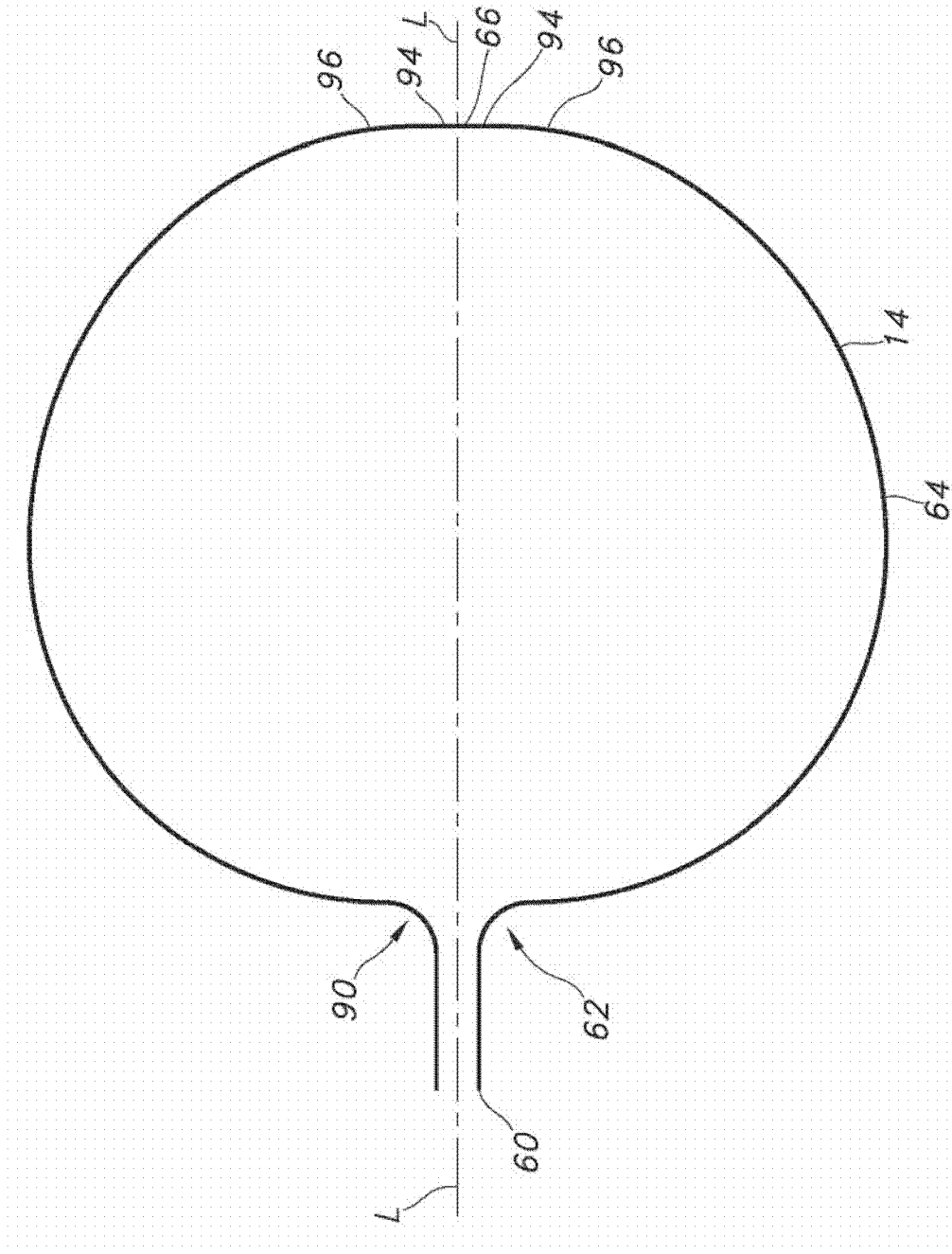


图21

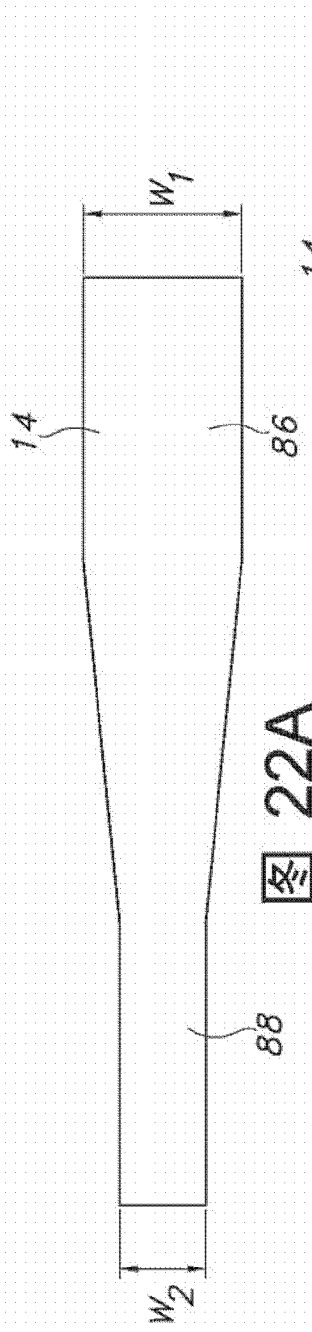


图 22A

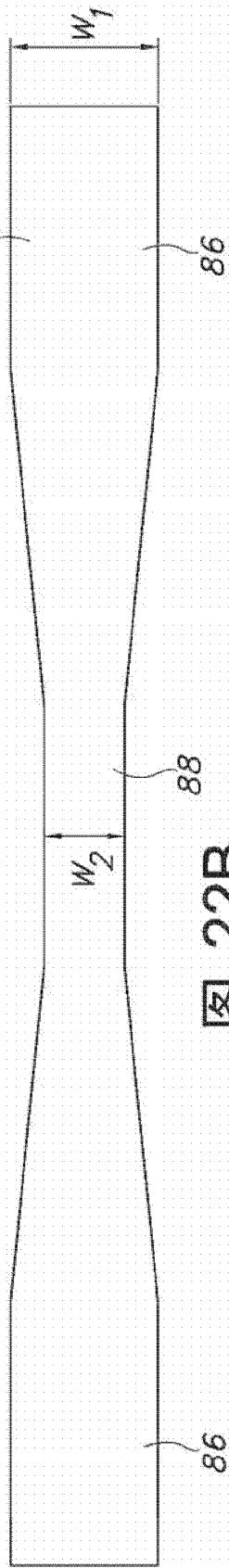


图 22B

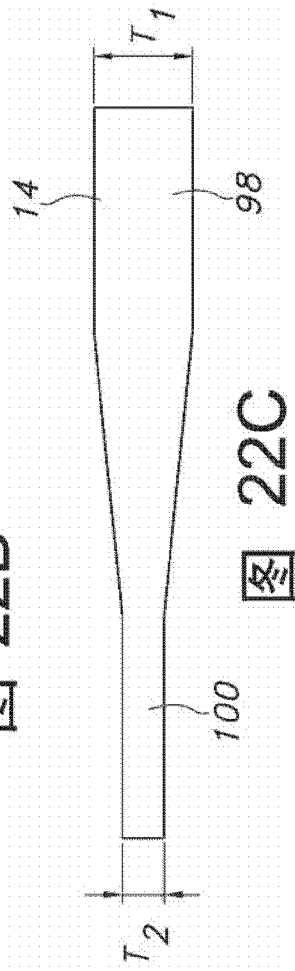


图 22C

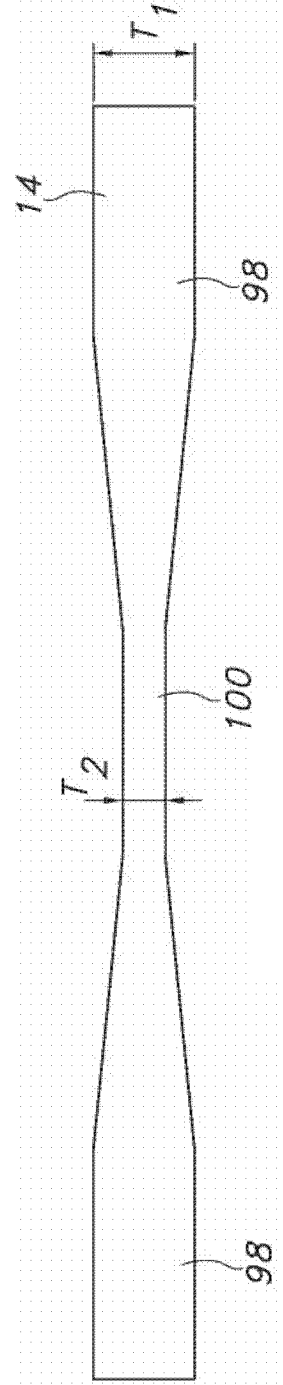


图 22D

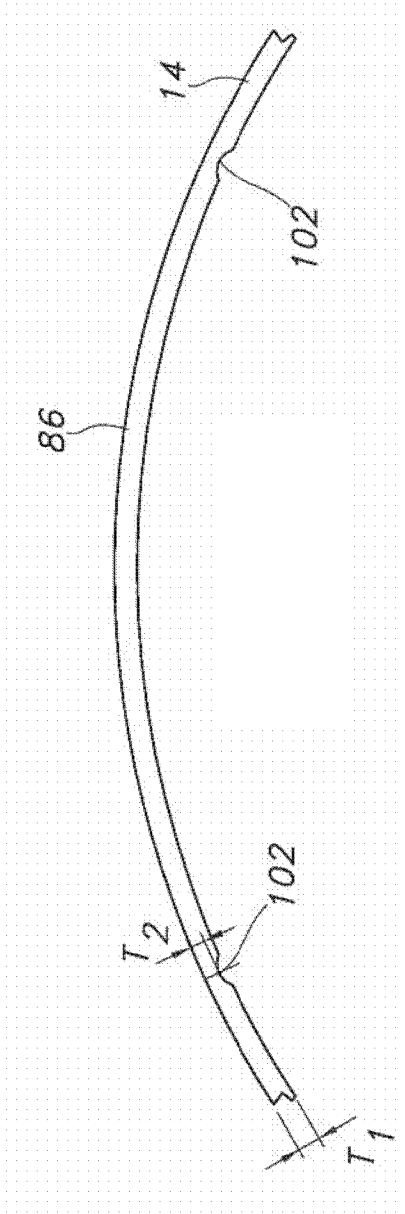


图23A

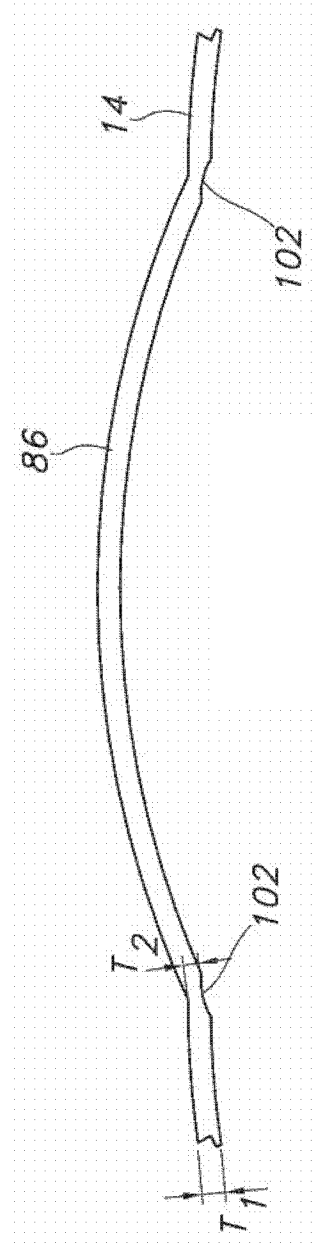


图23B

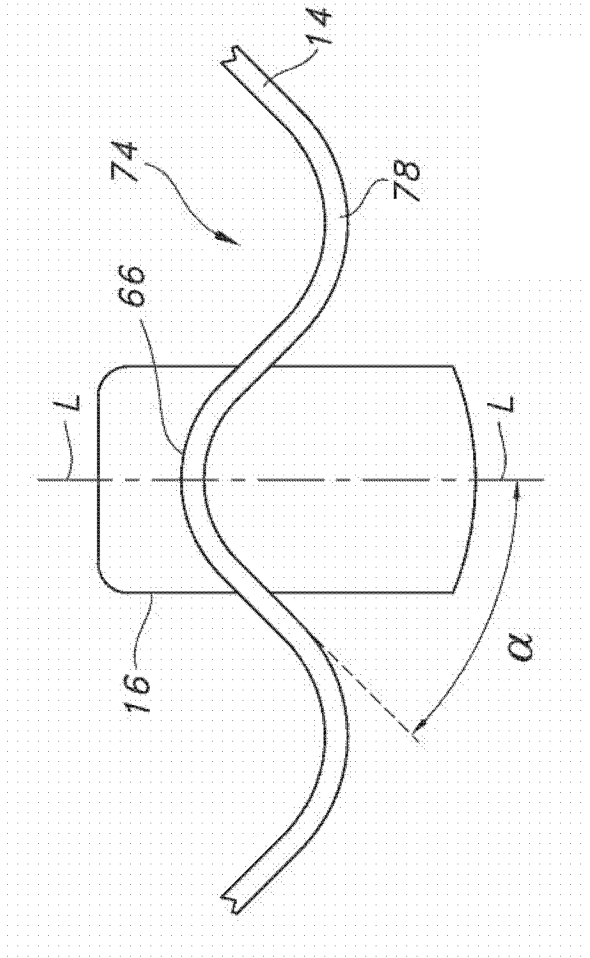


图24

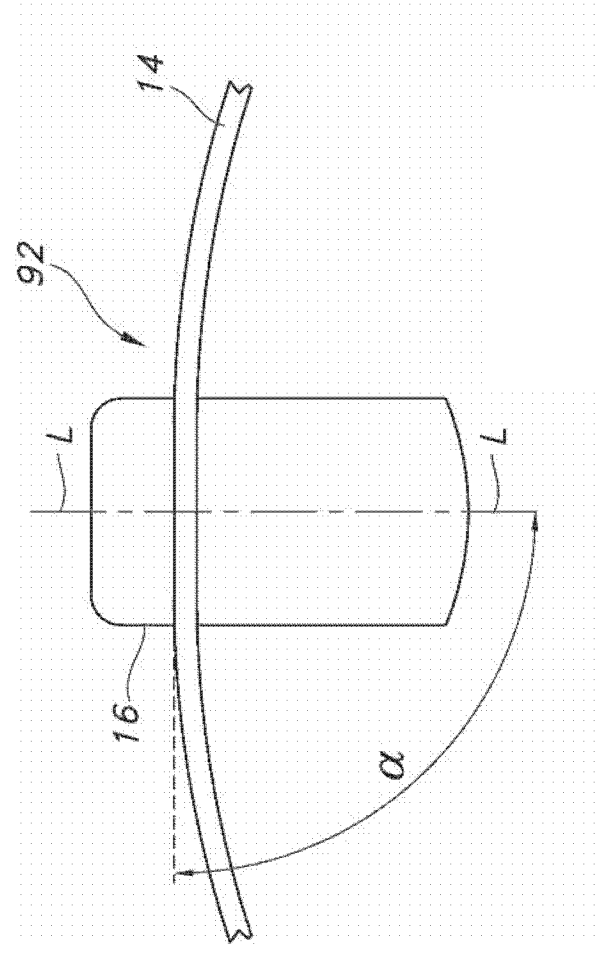


图25

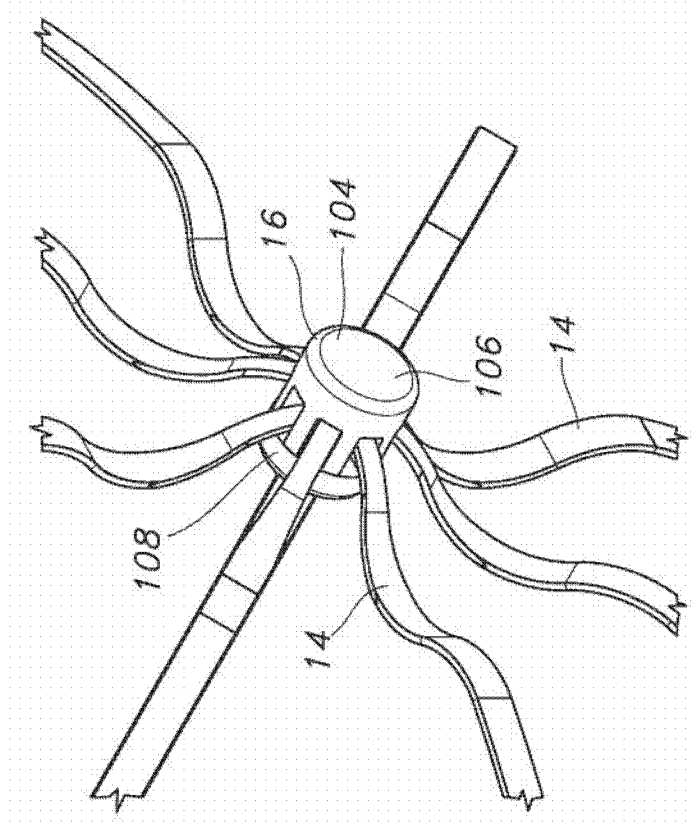


图26A

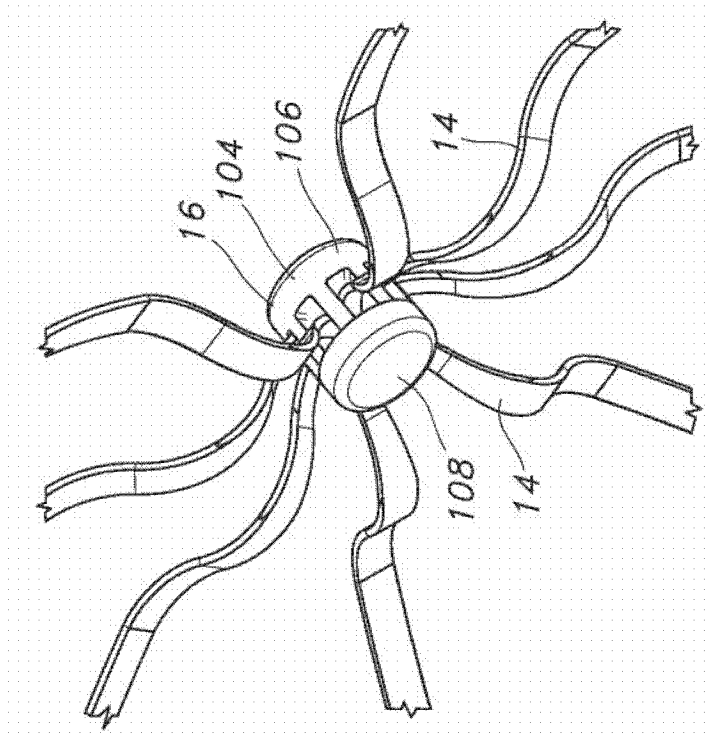


图26B

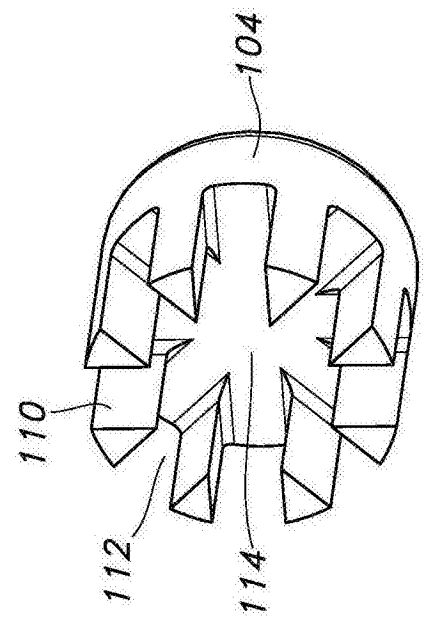


图26C

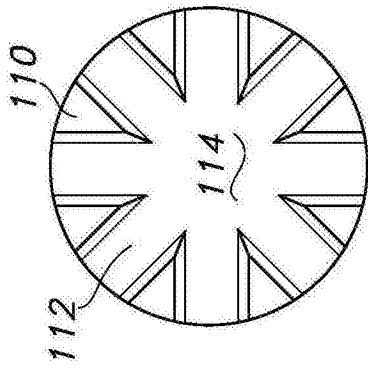


图26D

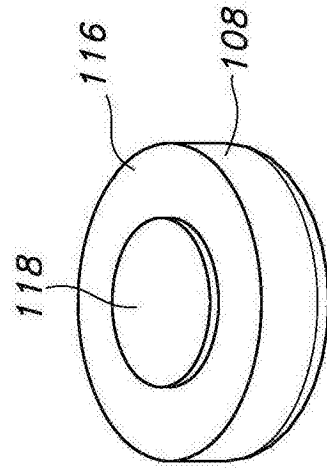


图26E

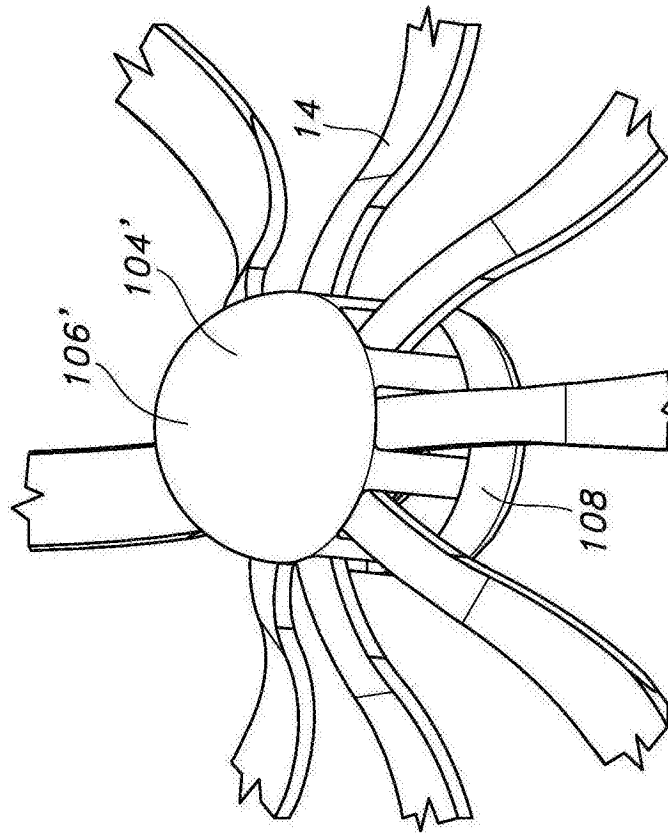


图26F

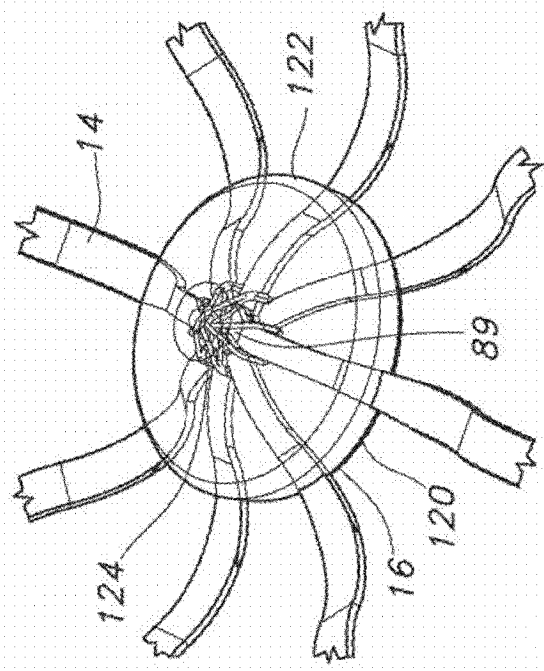


图27A

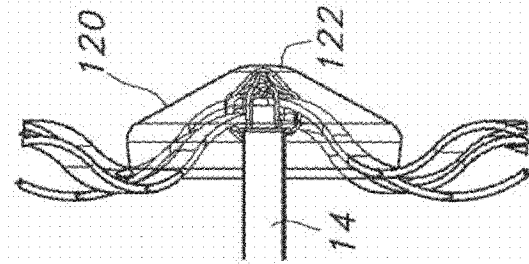


图27B

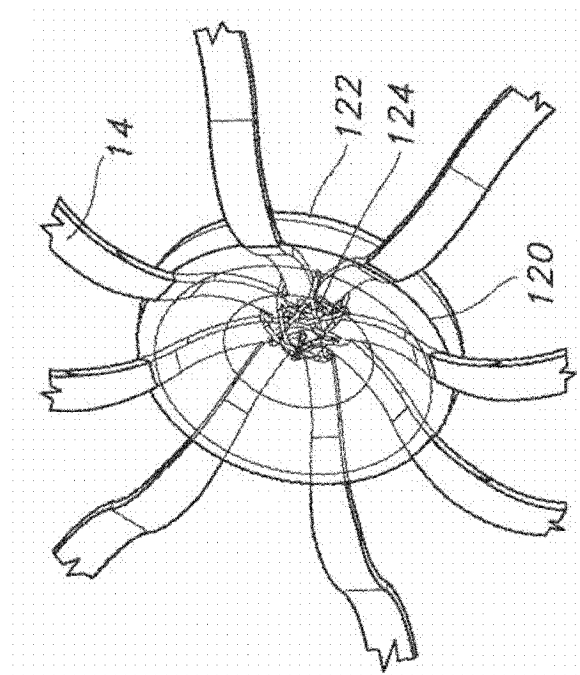


图27C

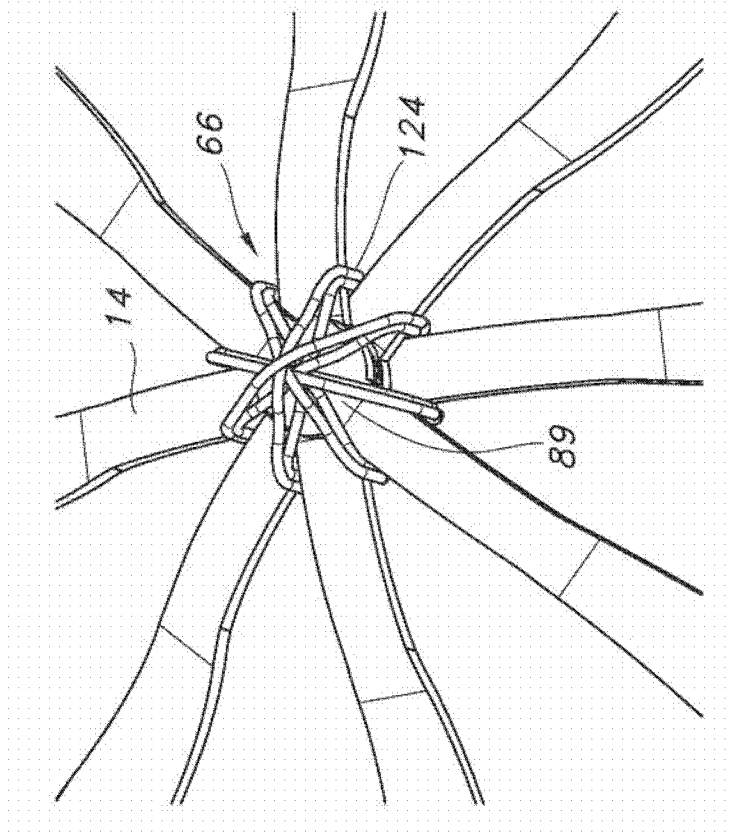


图27D



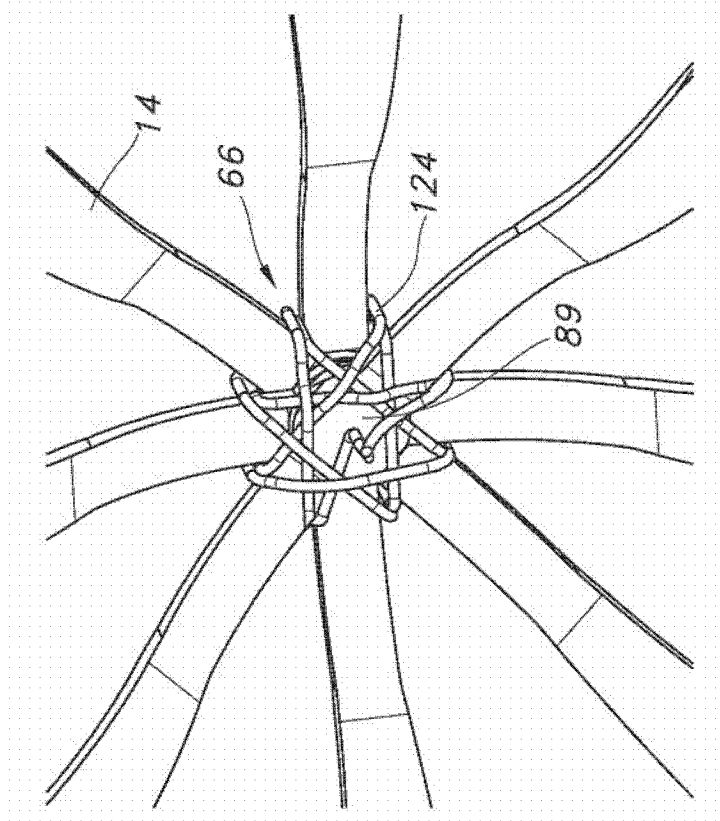


图27E

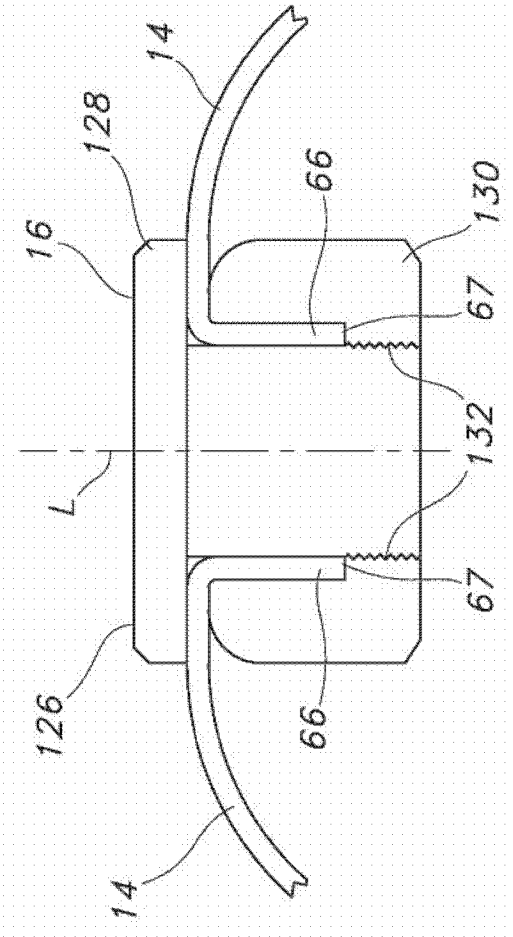


图28A

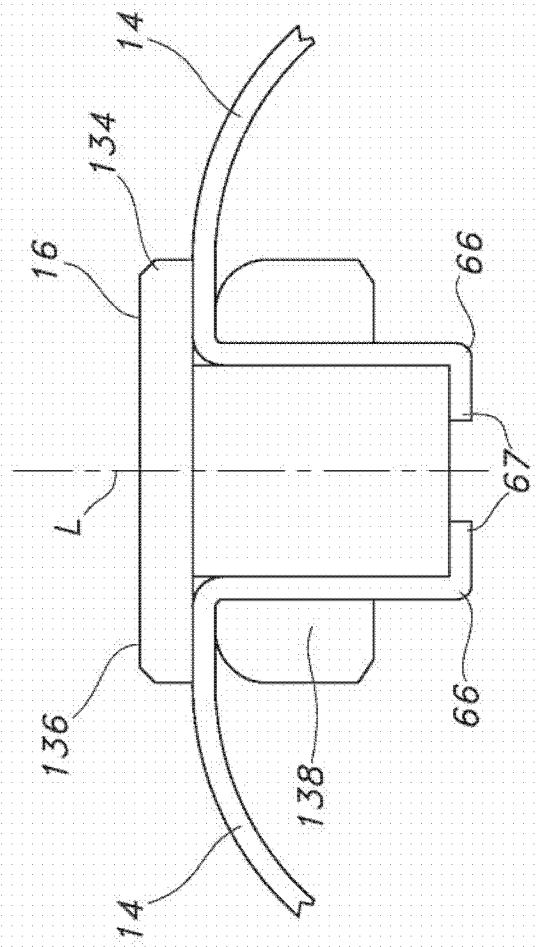


图28B

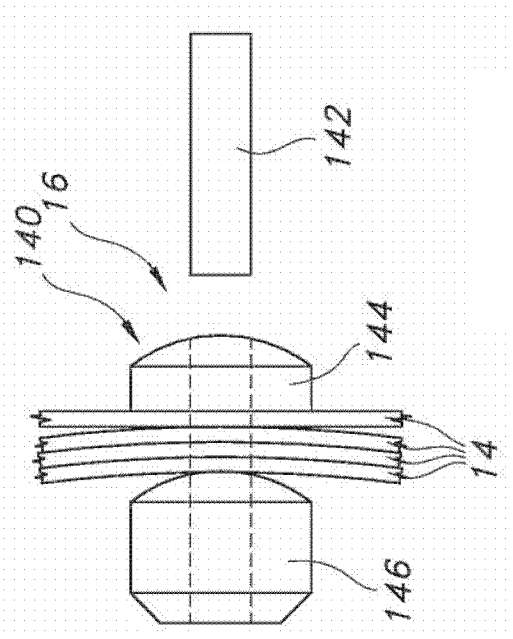


图28C

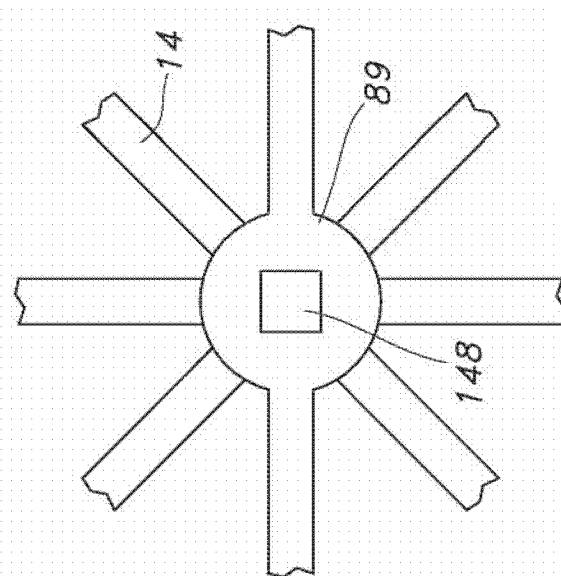


图28D

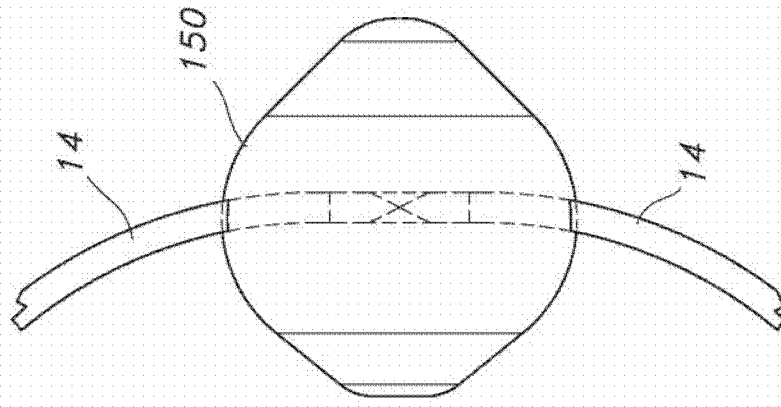


图29

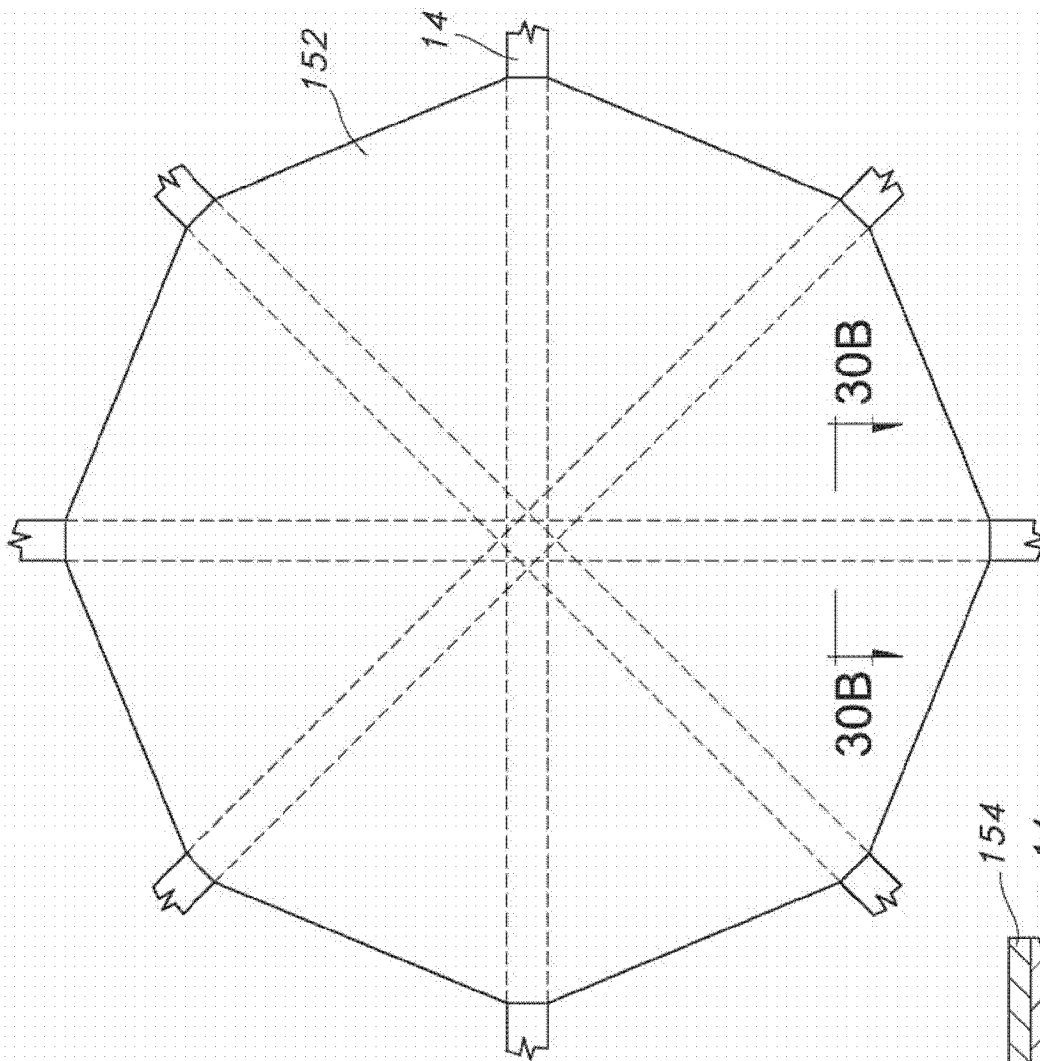


图 30A

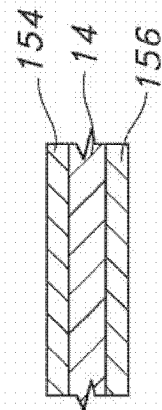


图 30B

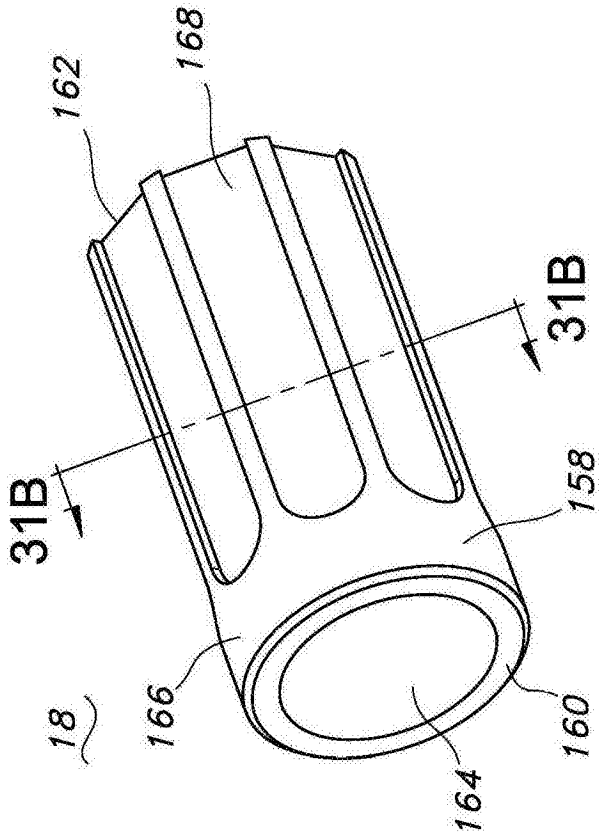


图31A

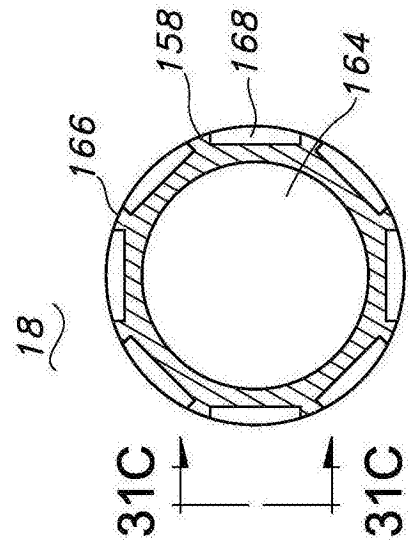


图31B

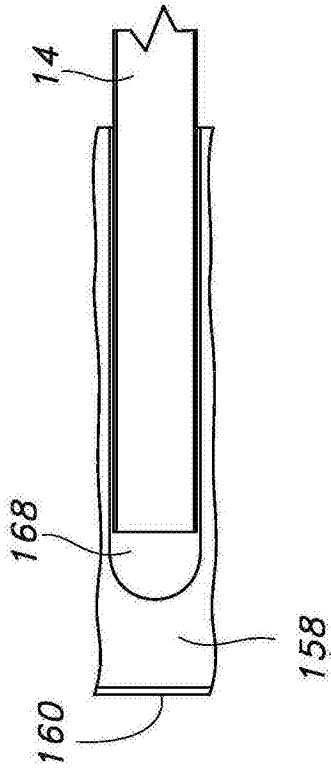


图31C

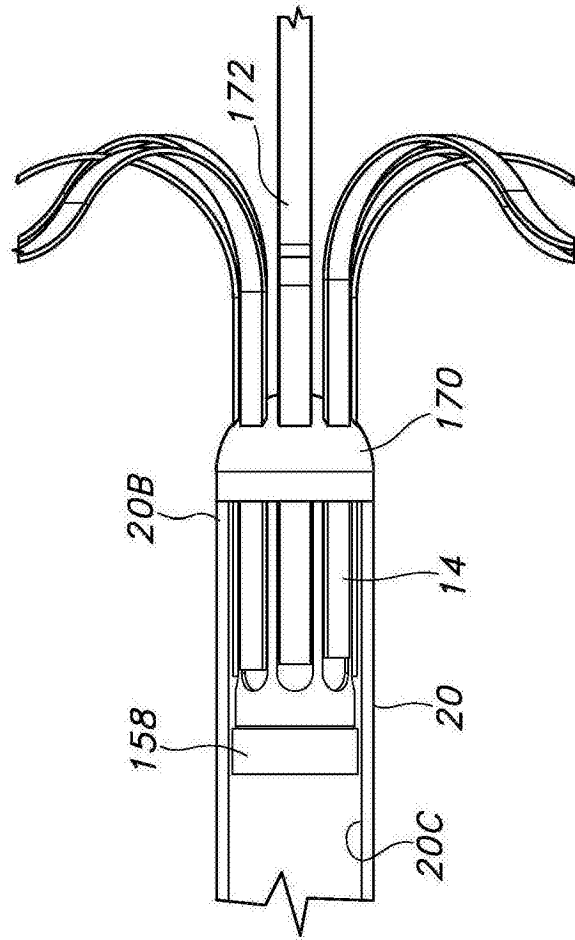


图31D

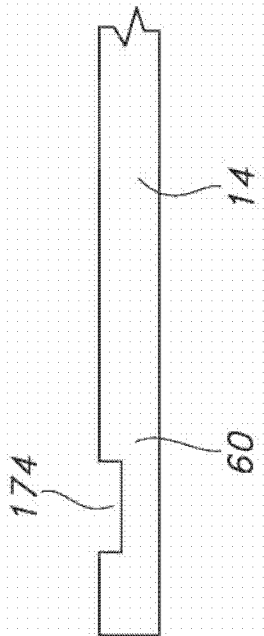


图32A

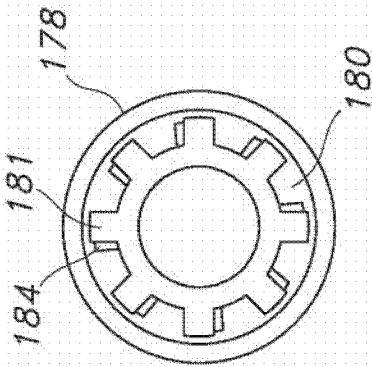


图32B

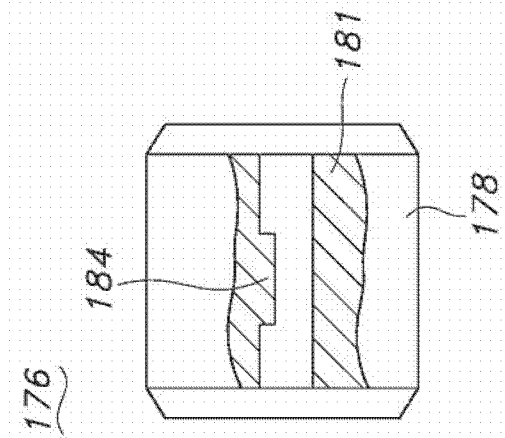


图32C

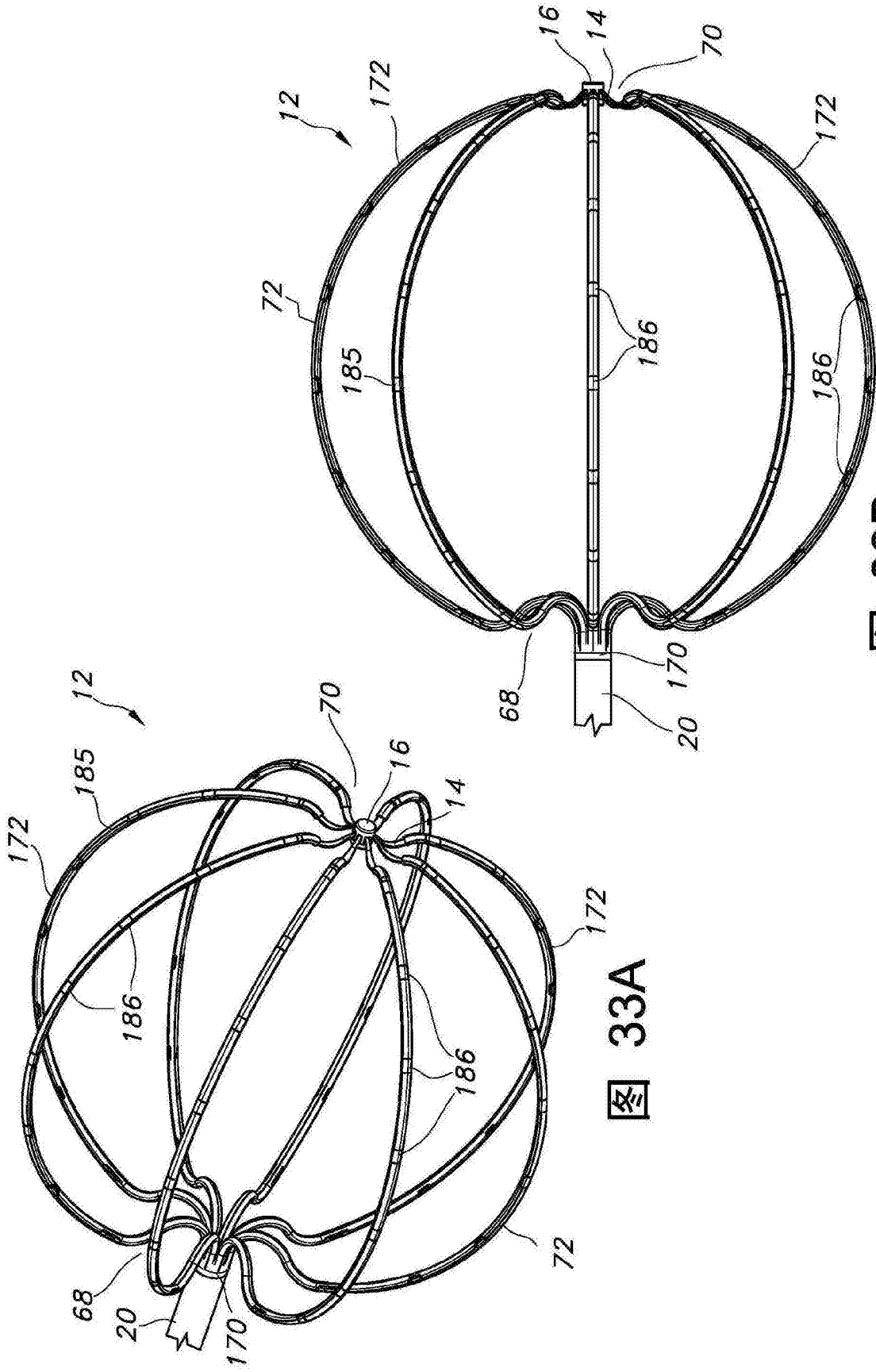
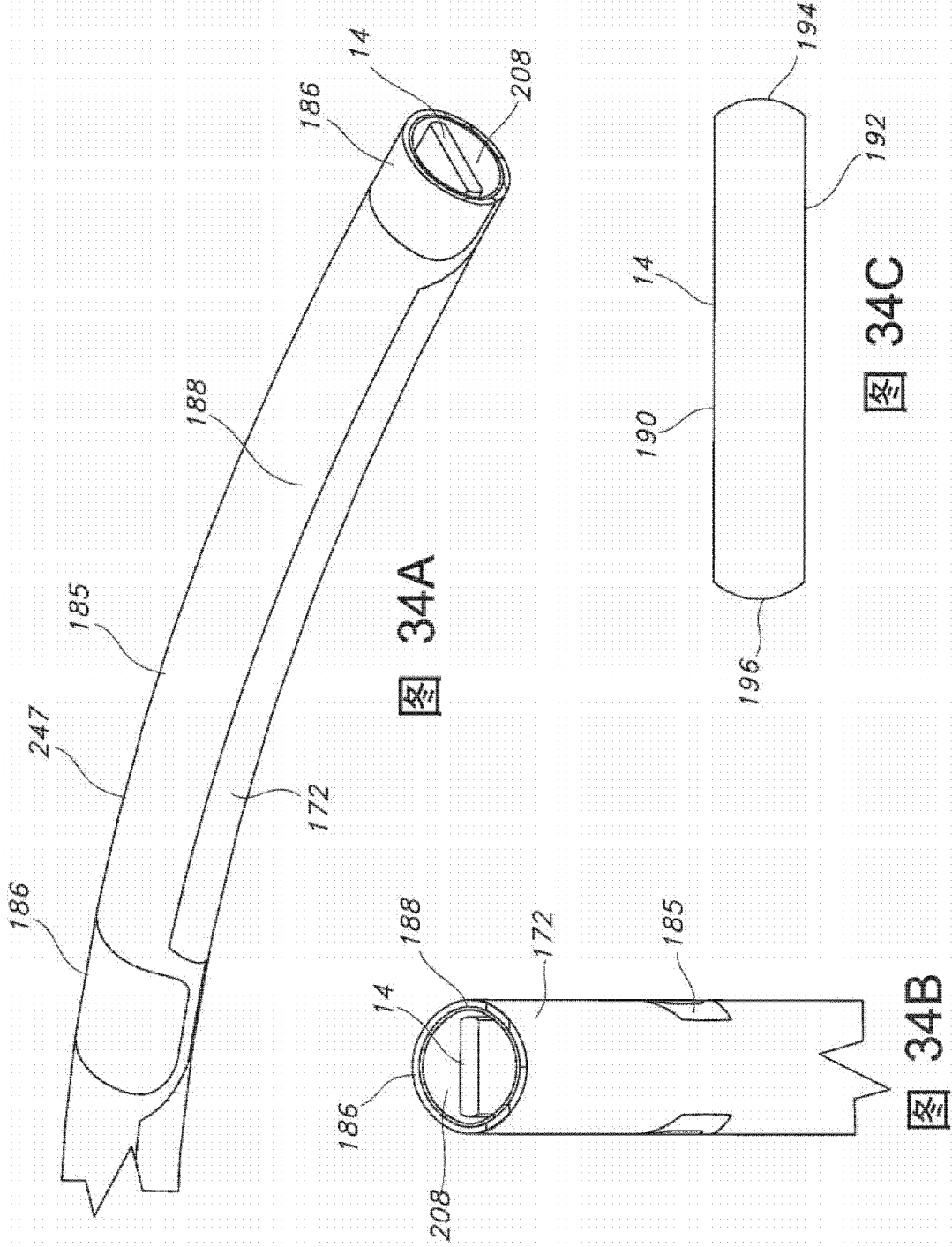


图 33A

图 33B



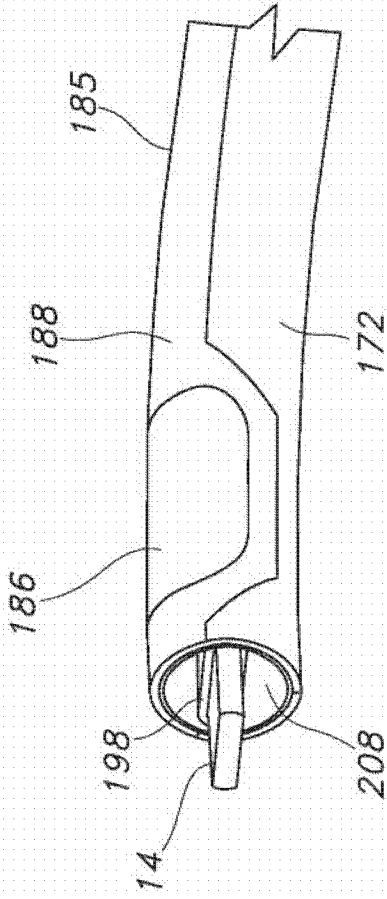


图34D

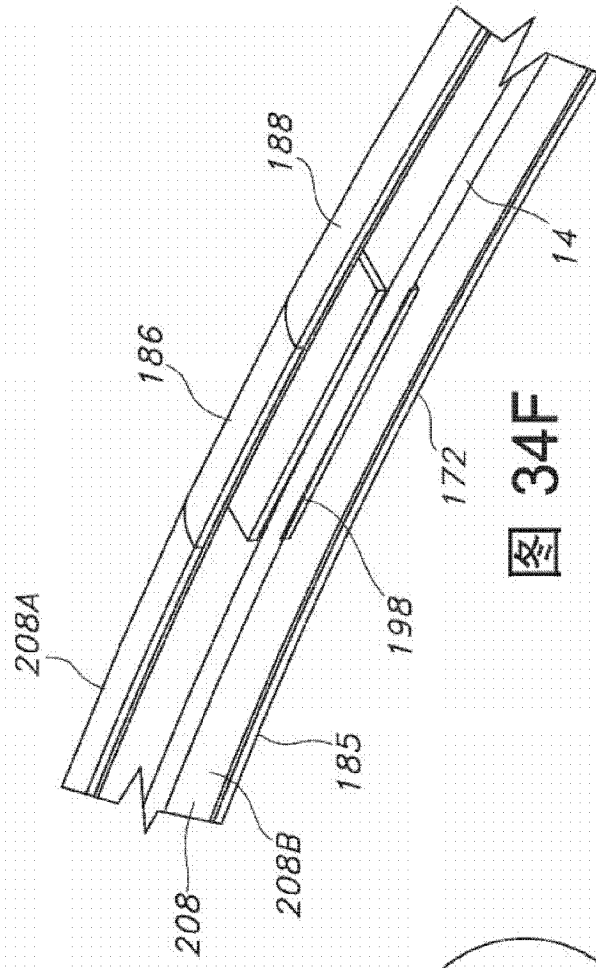


图 34F

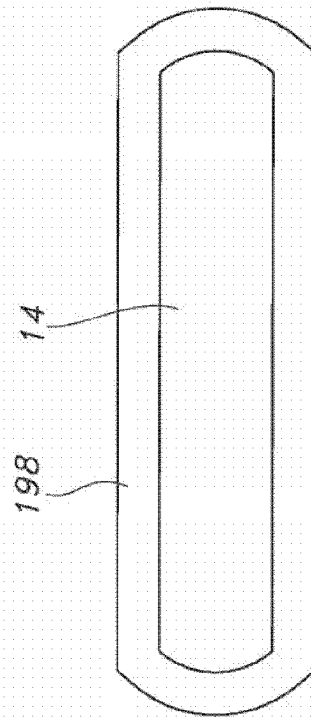


图 34E



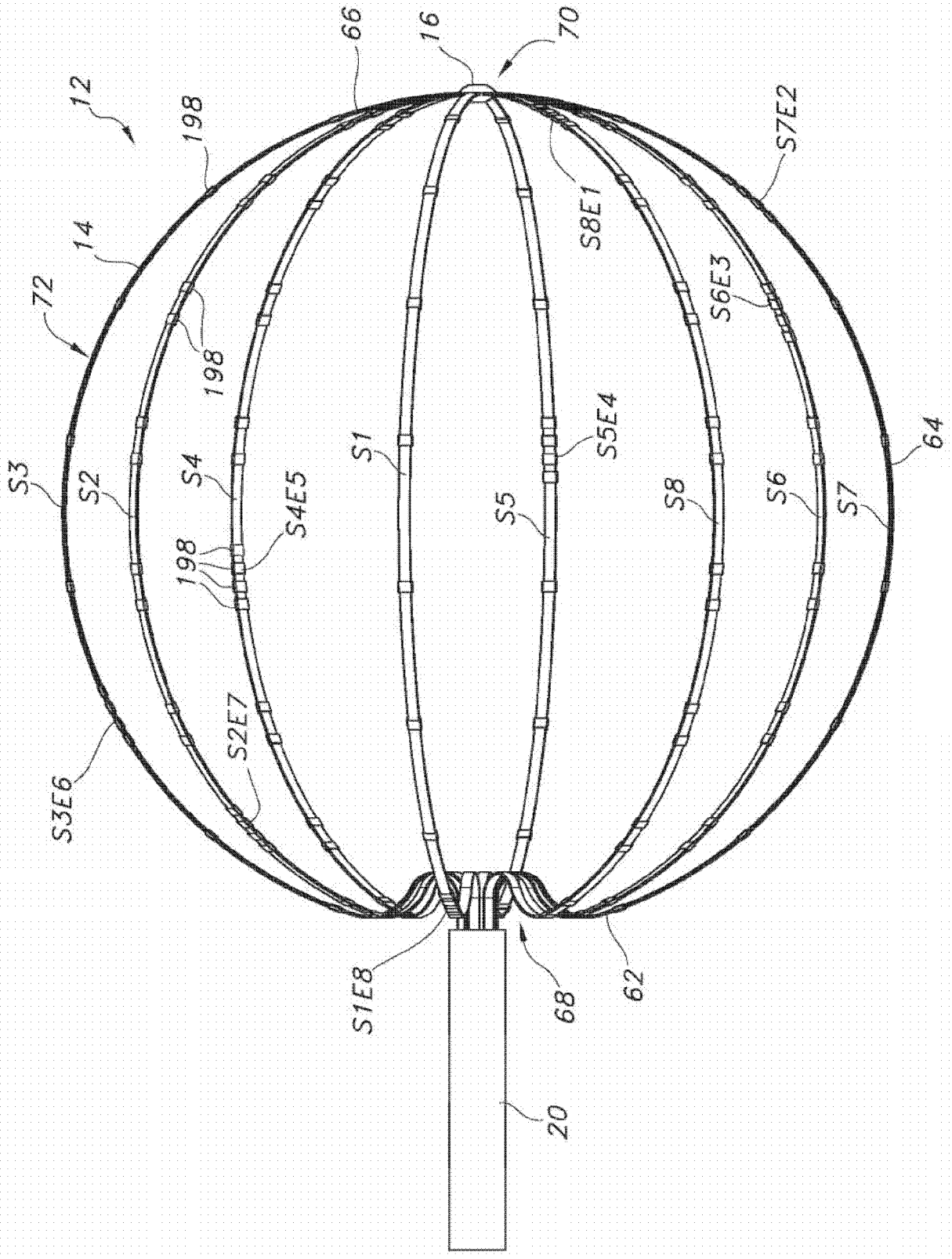


图34G

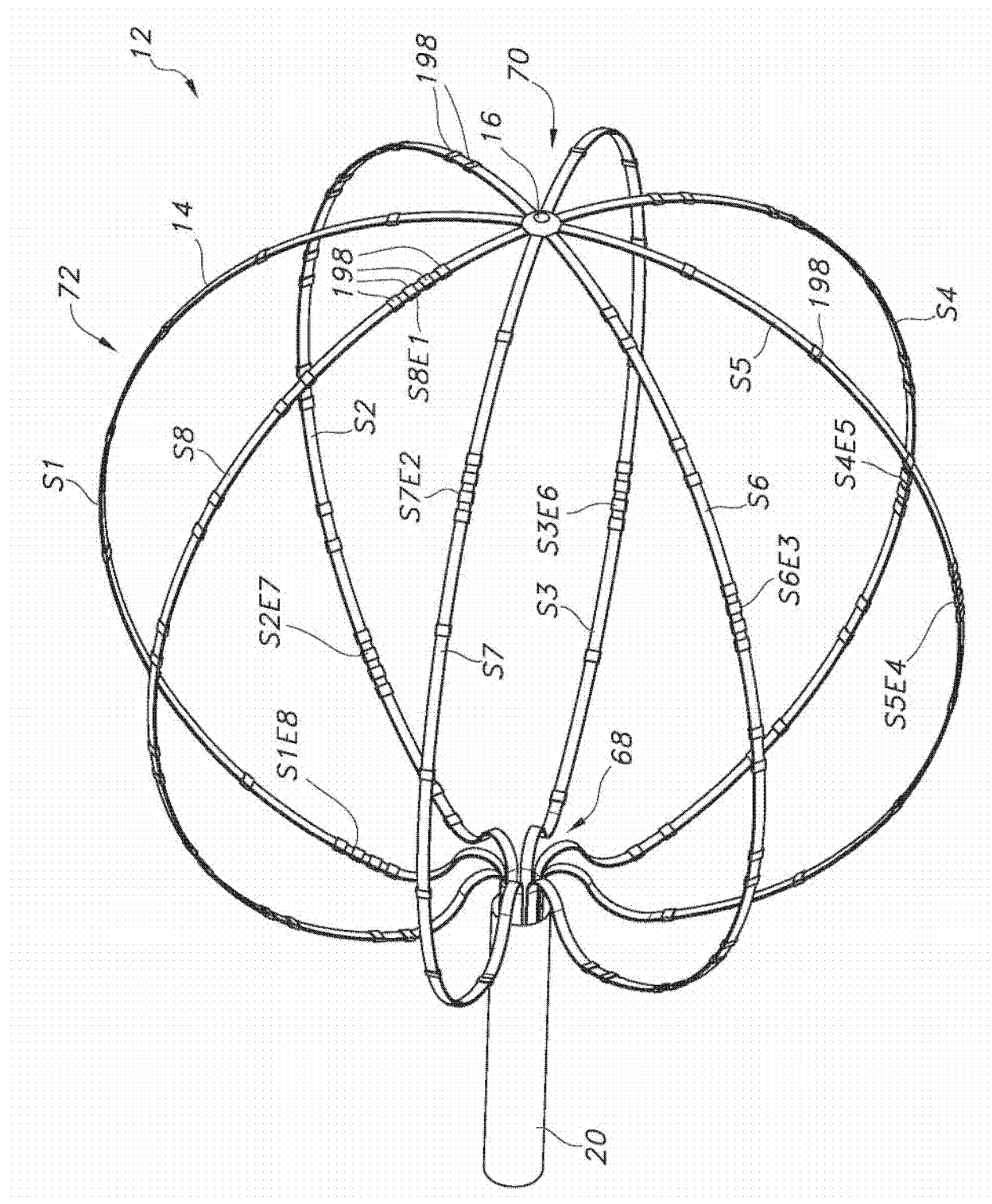


图34H

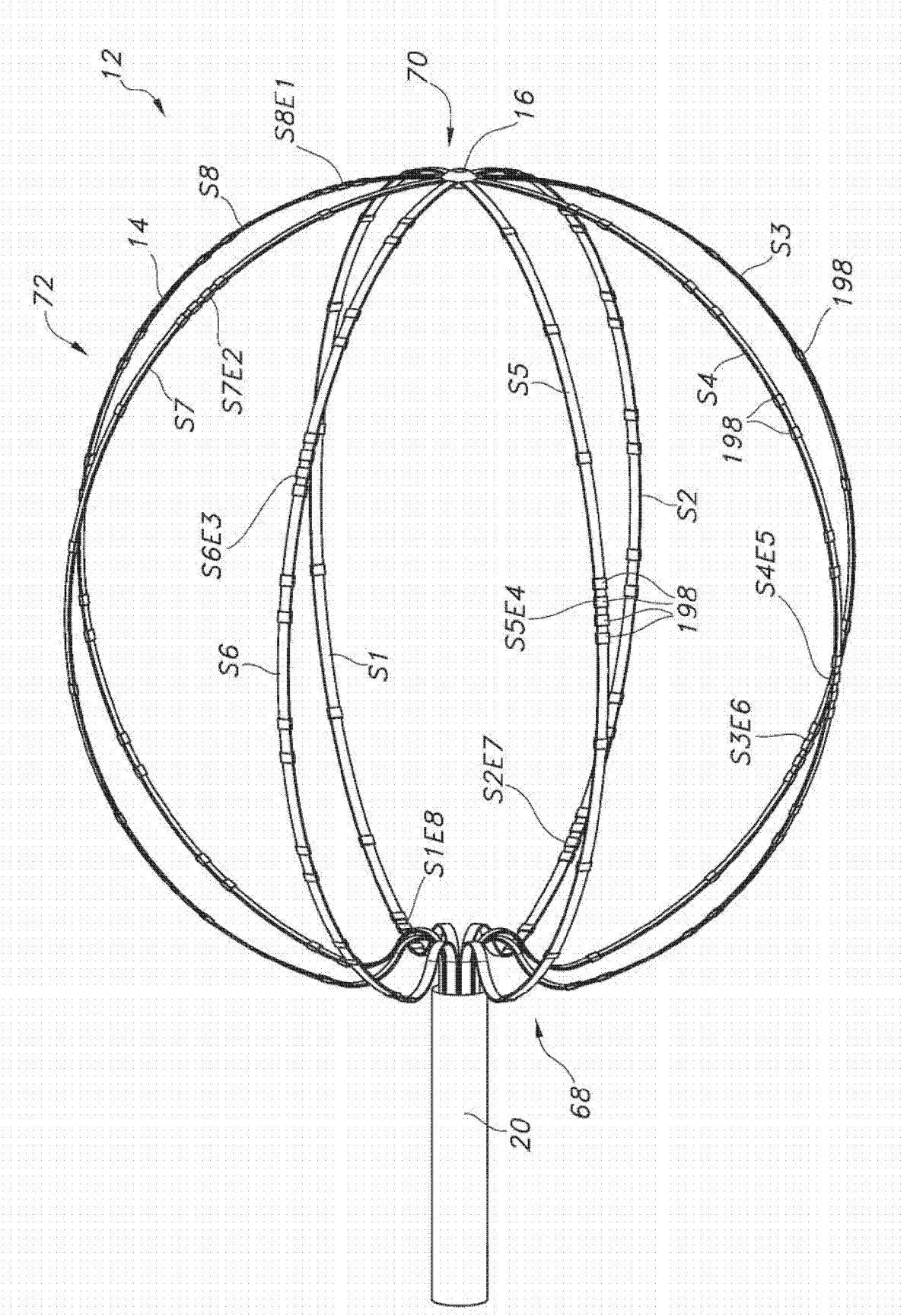
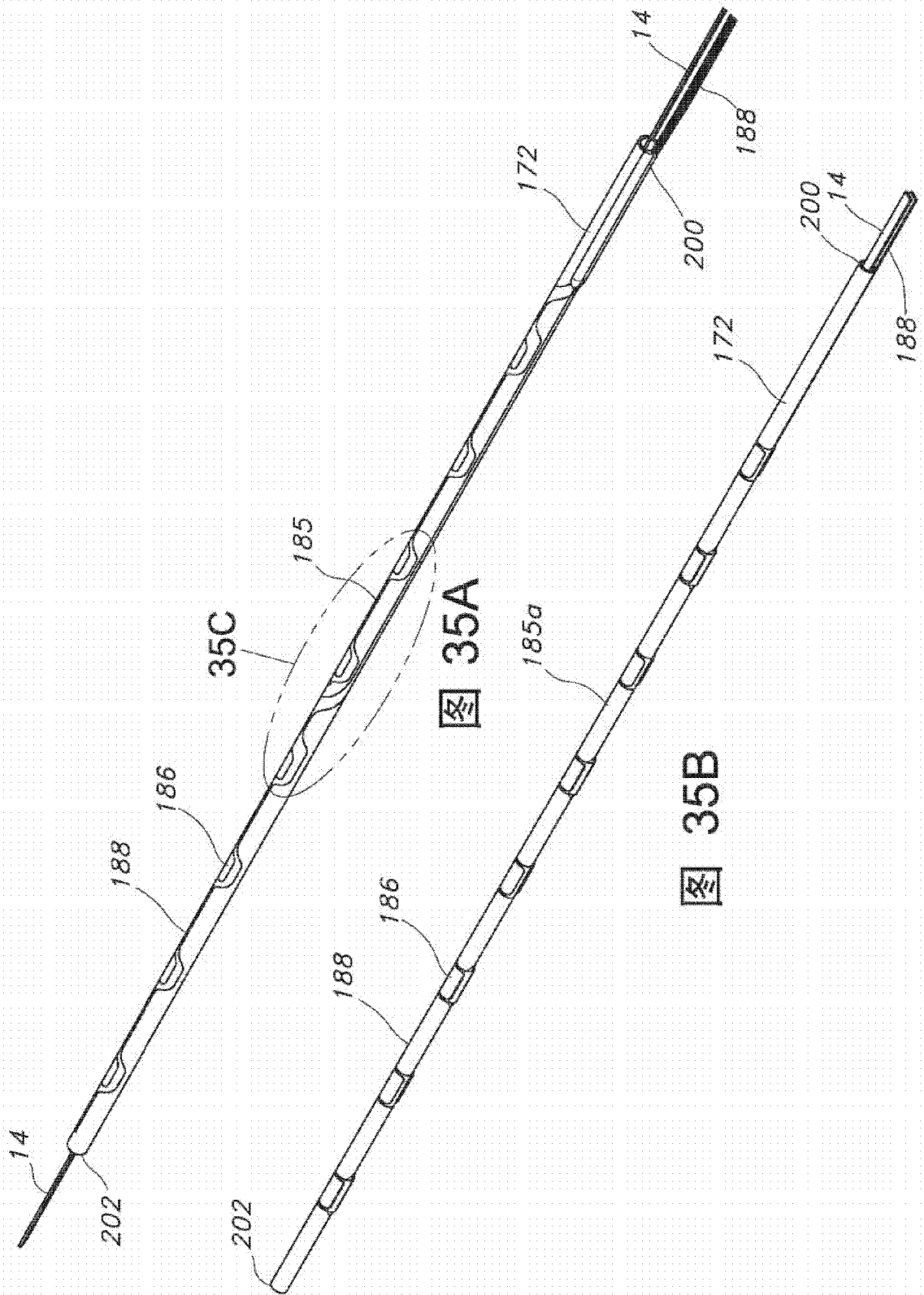


图34I



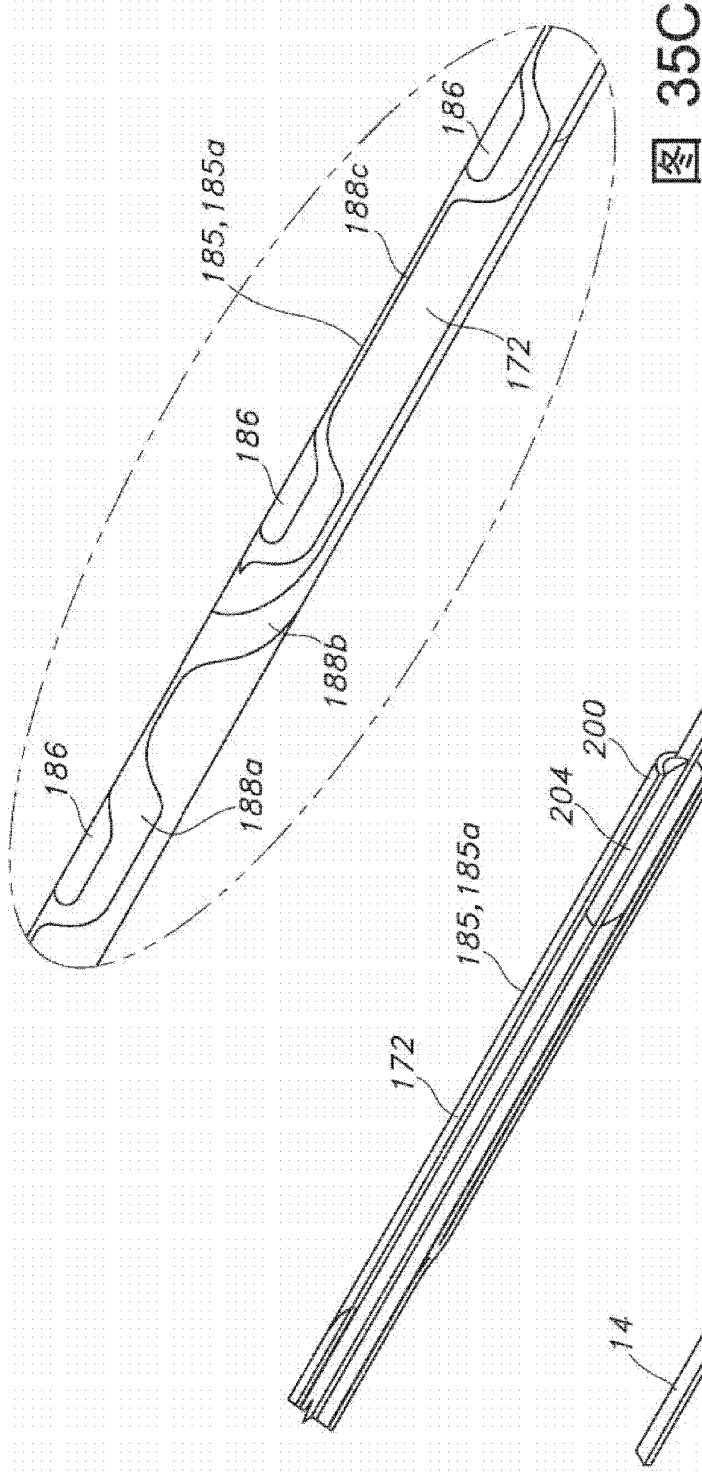


图 35C

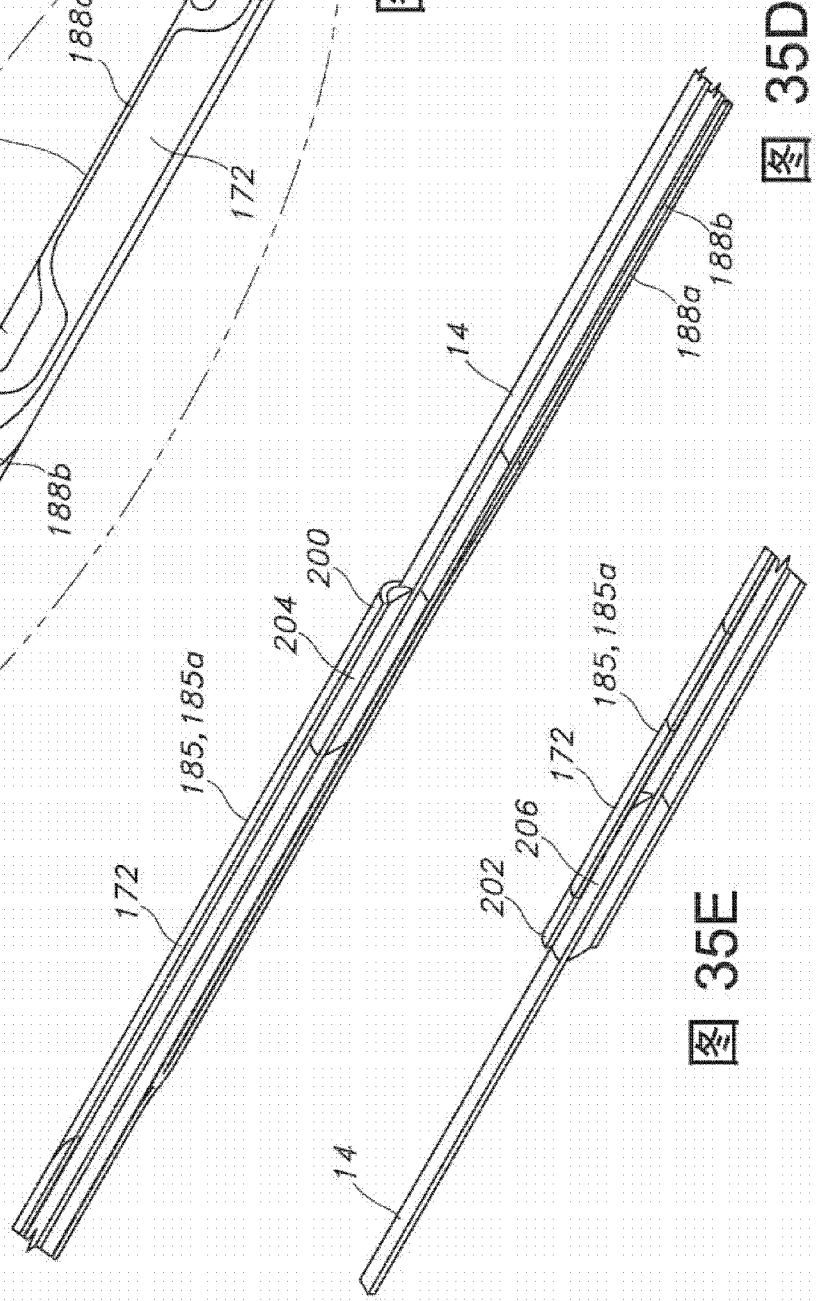


图 35D

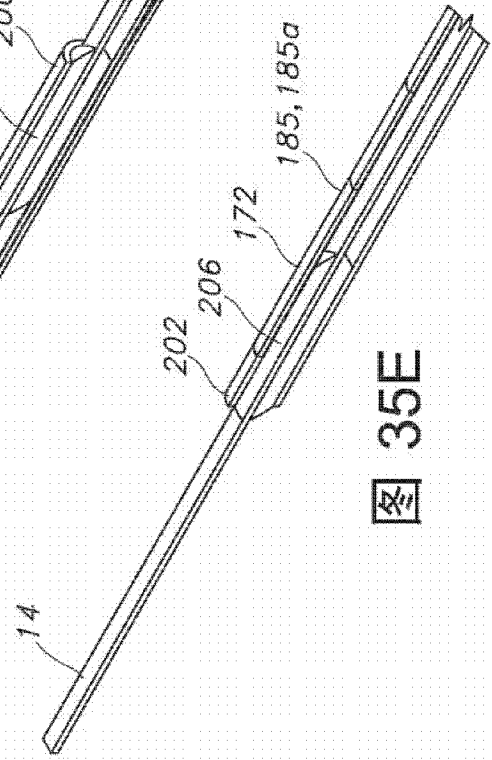


图 35E

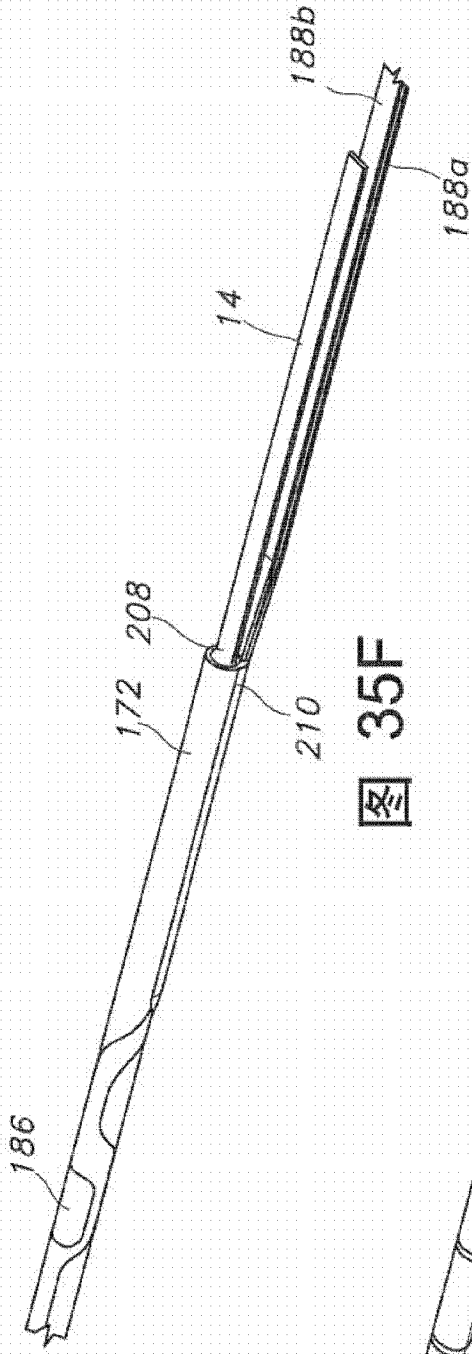


图 35F

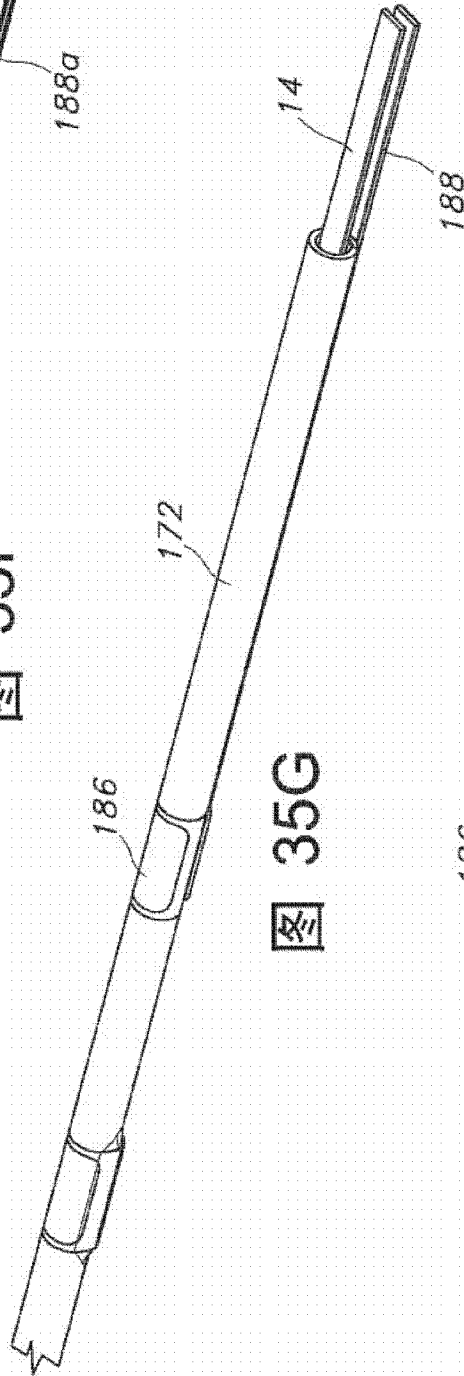


图 35G

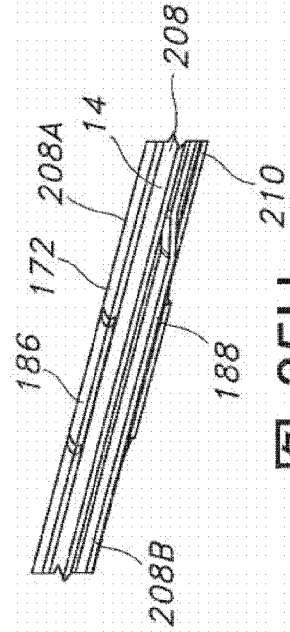


图 35H

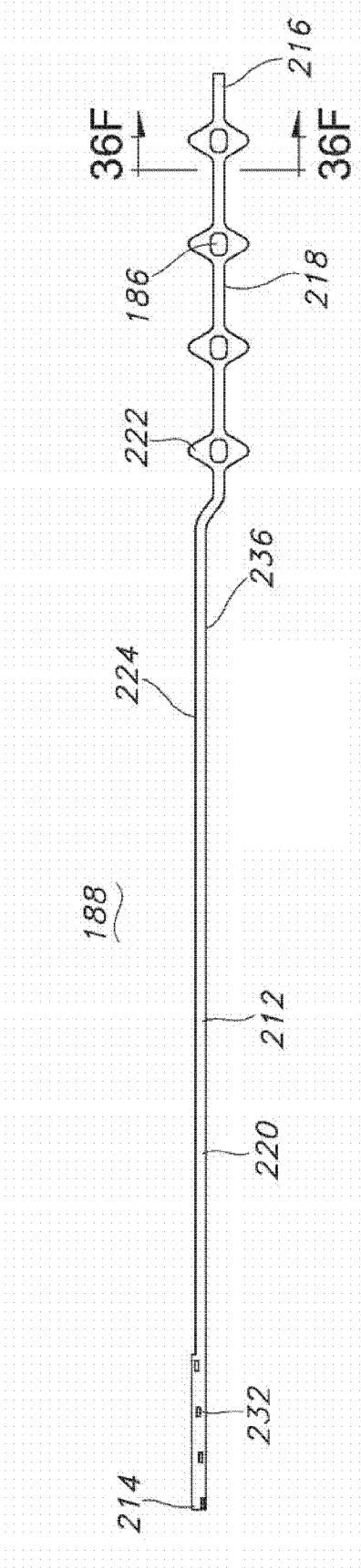


图36A

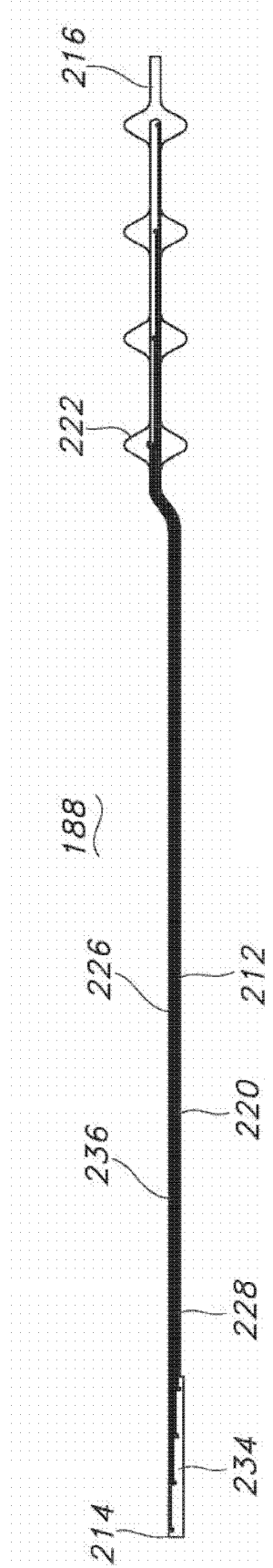


图36B

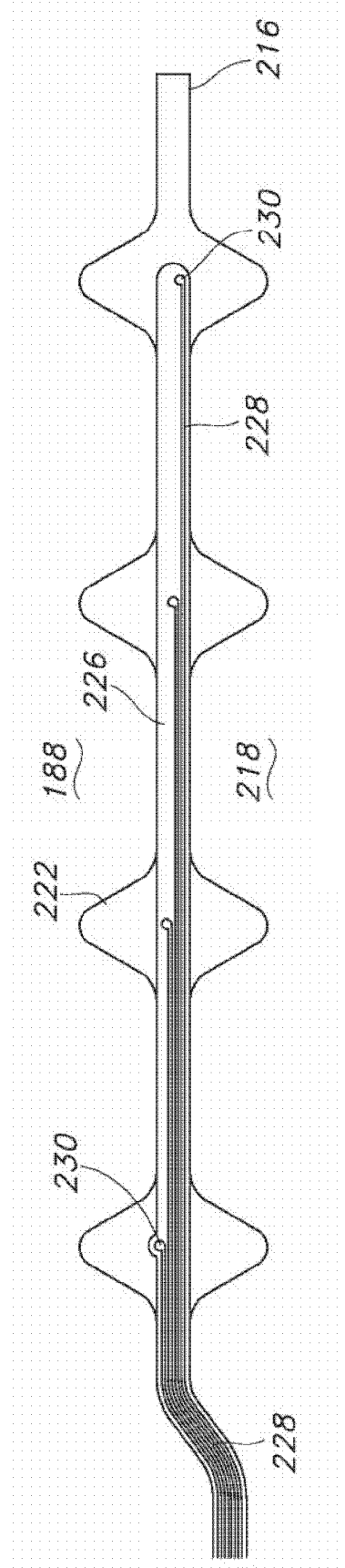


图36C

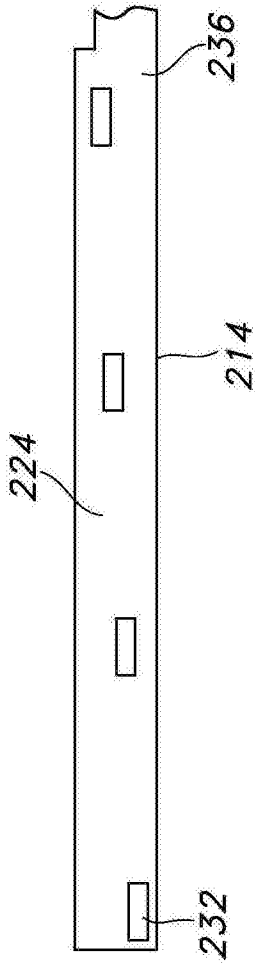


图36D

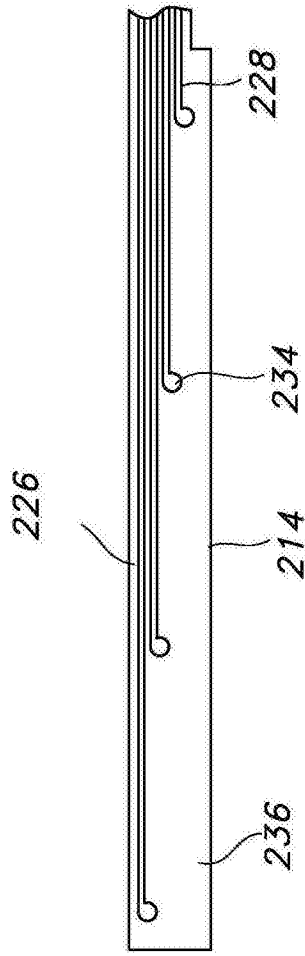


图36E

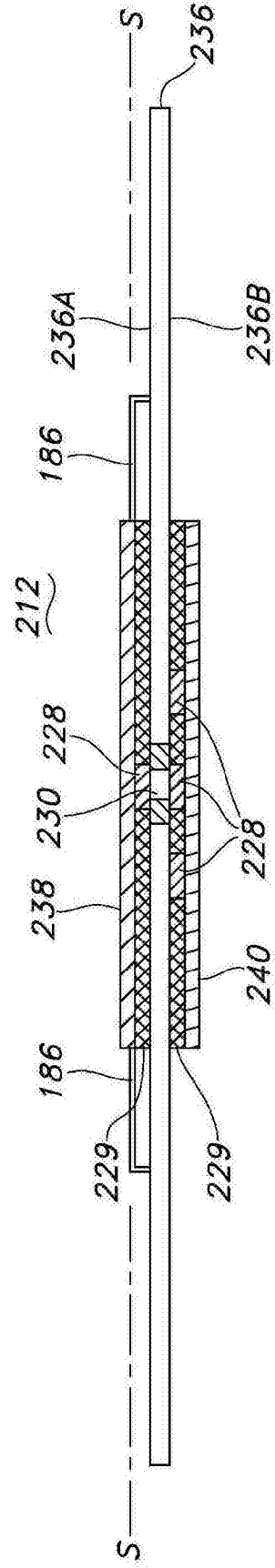


图36F



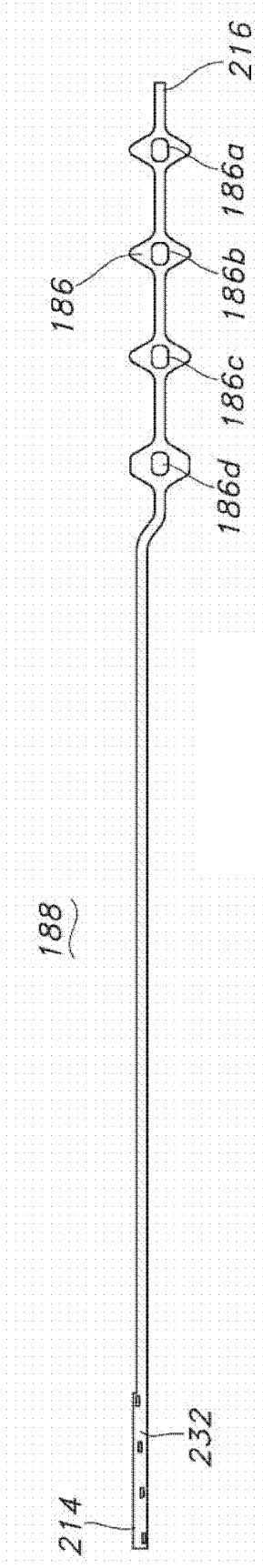


图37A

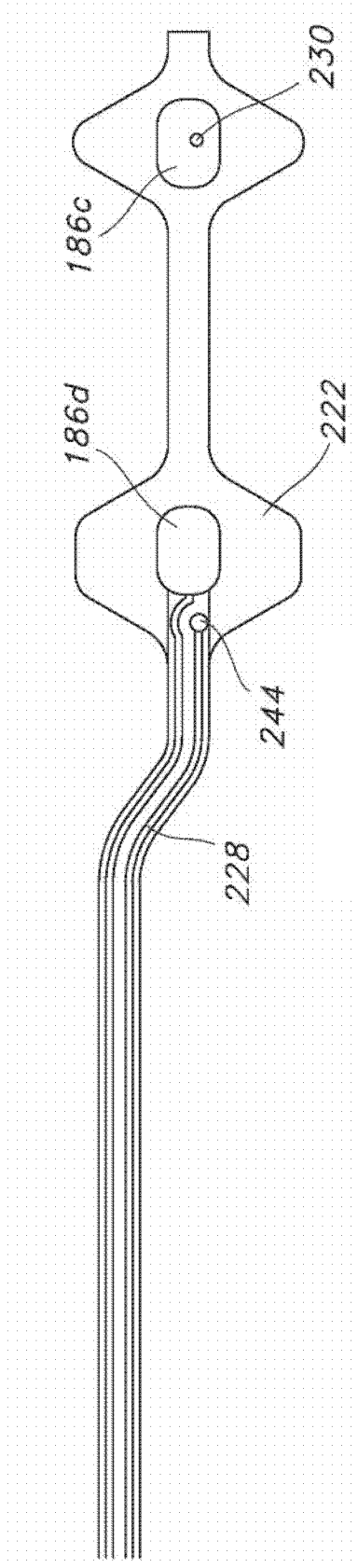


图37B

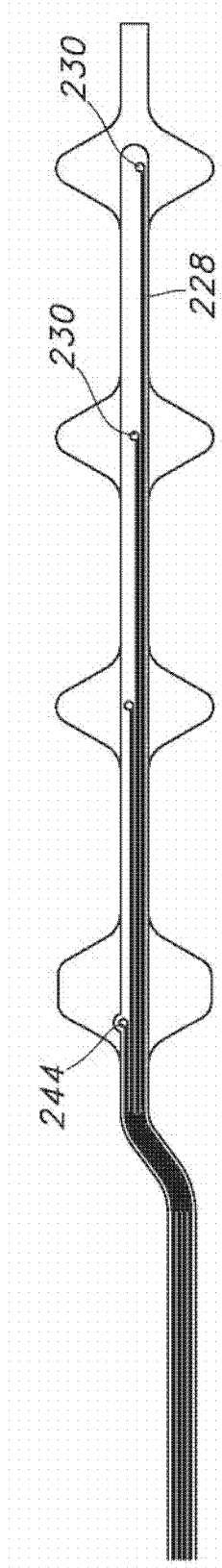
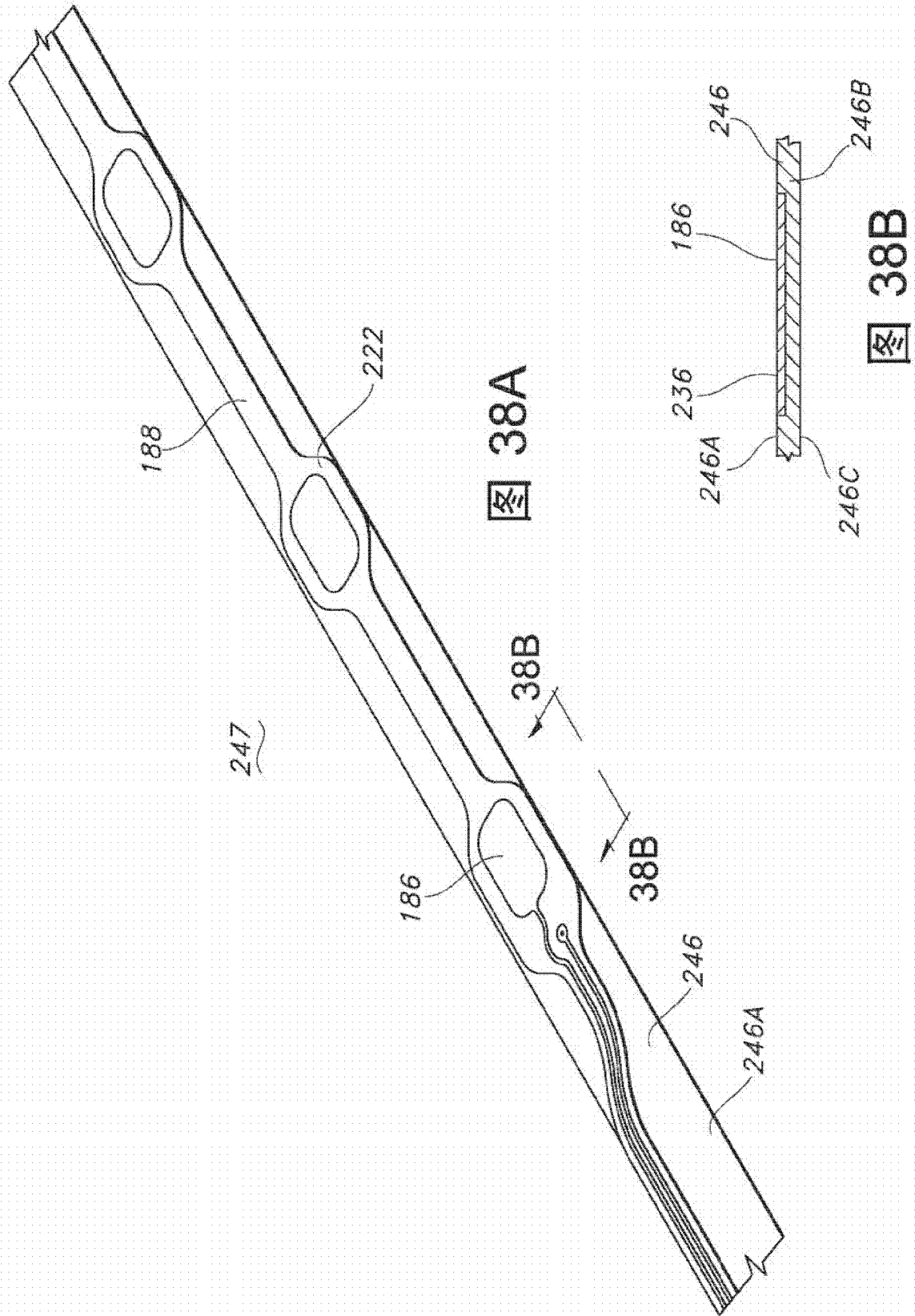


图37C



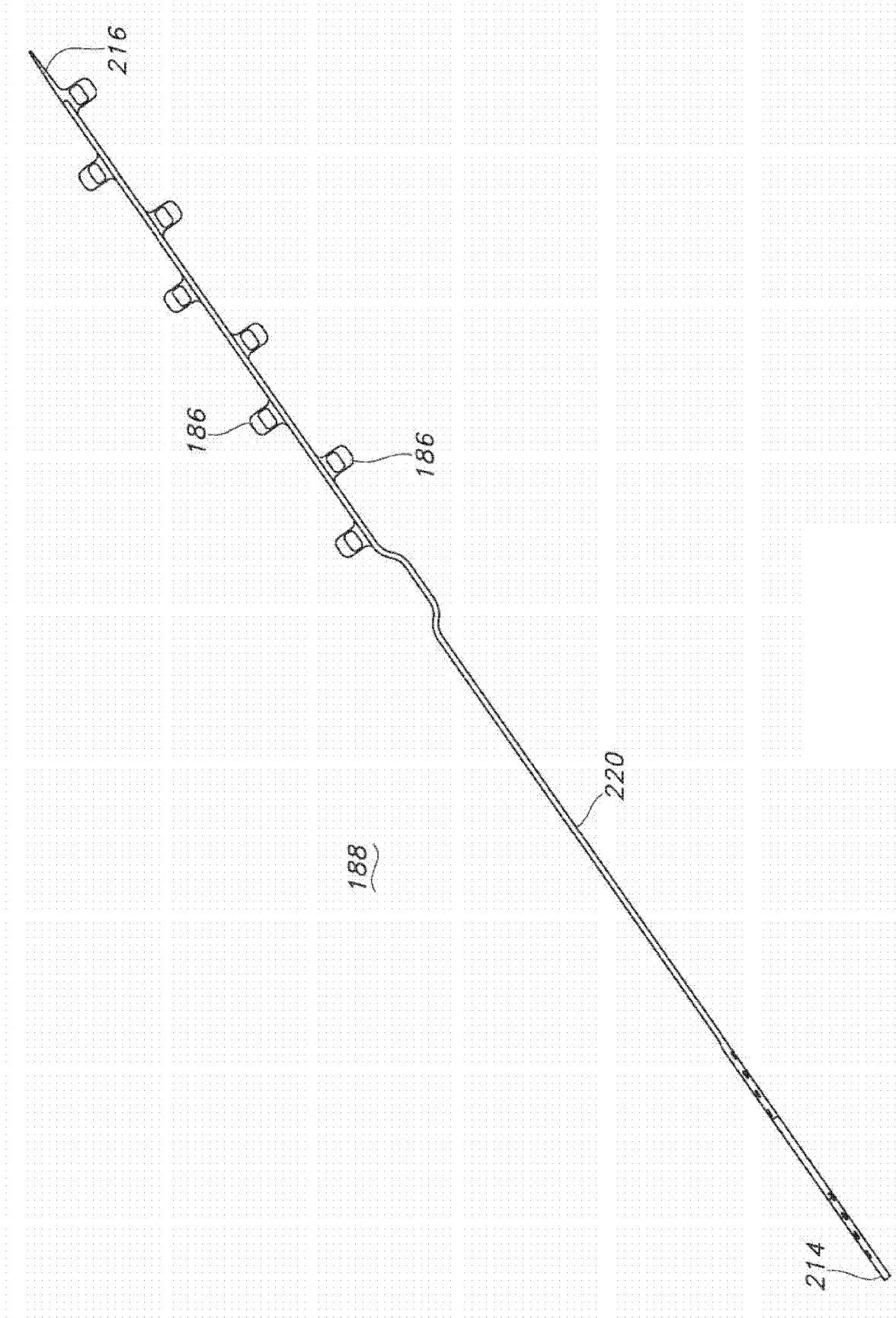


图39

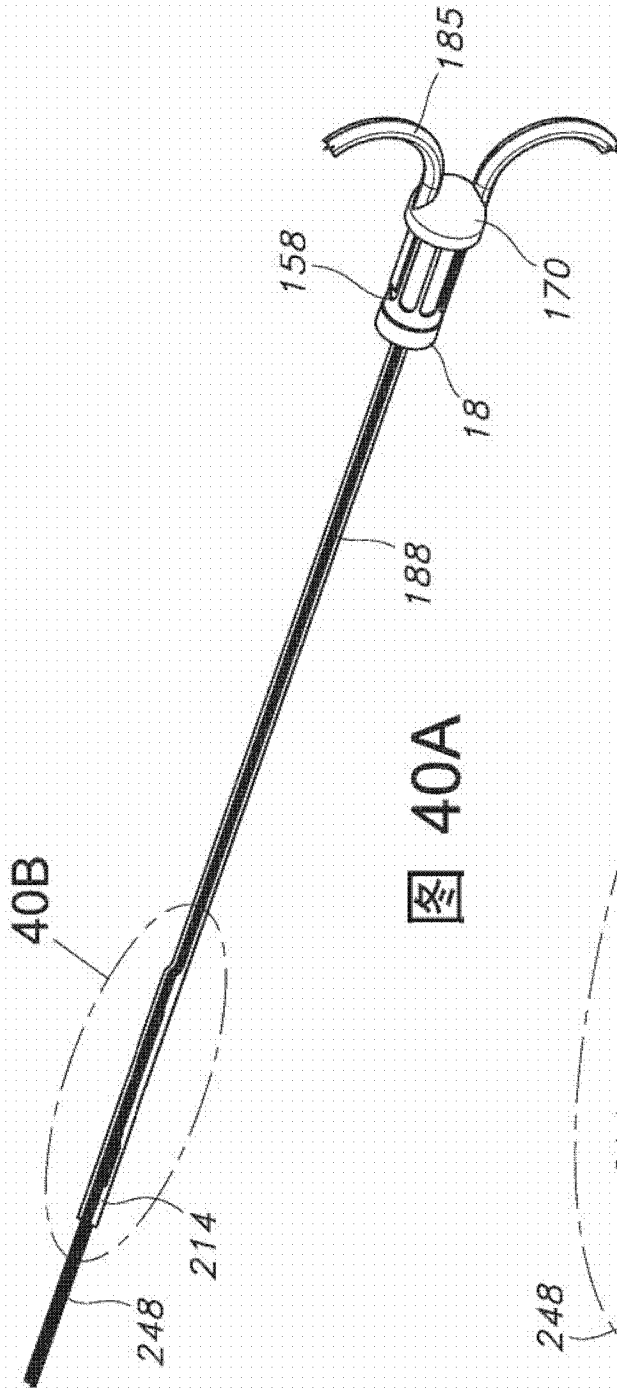


图 40A

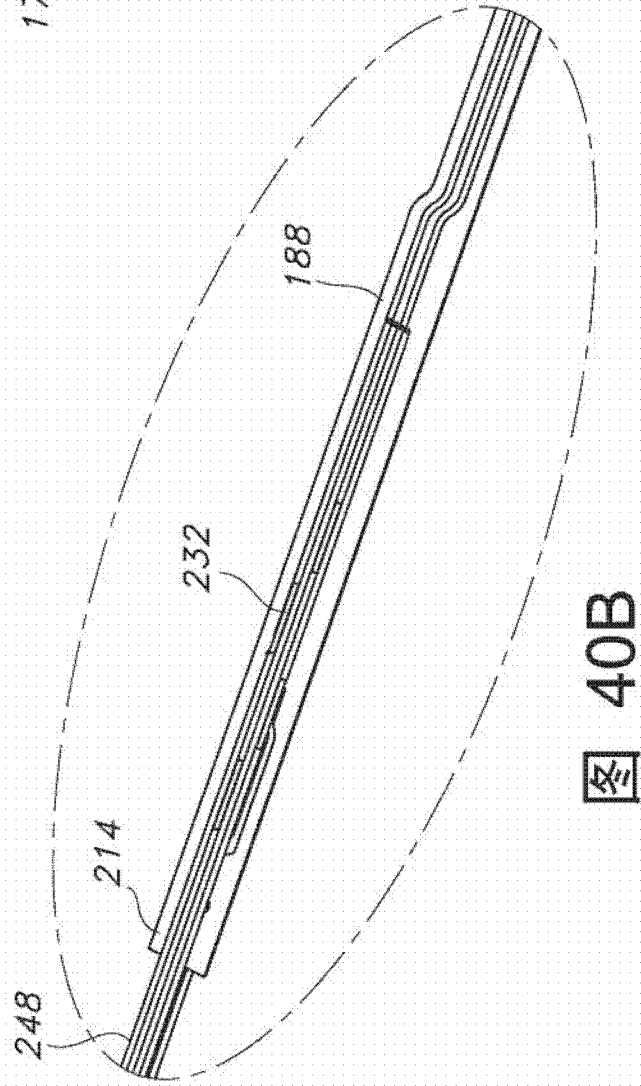


图 40B

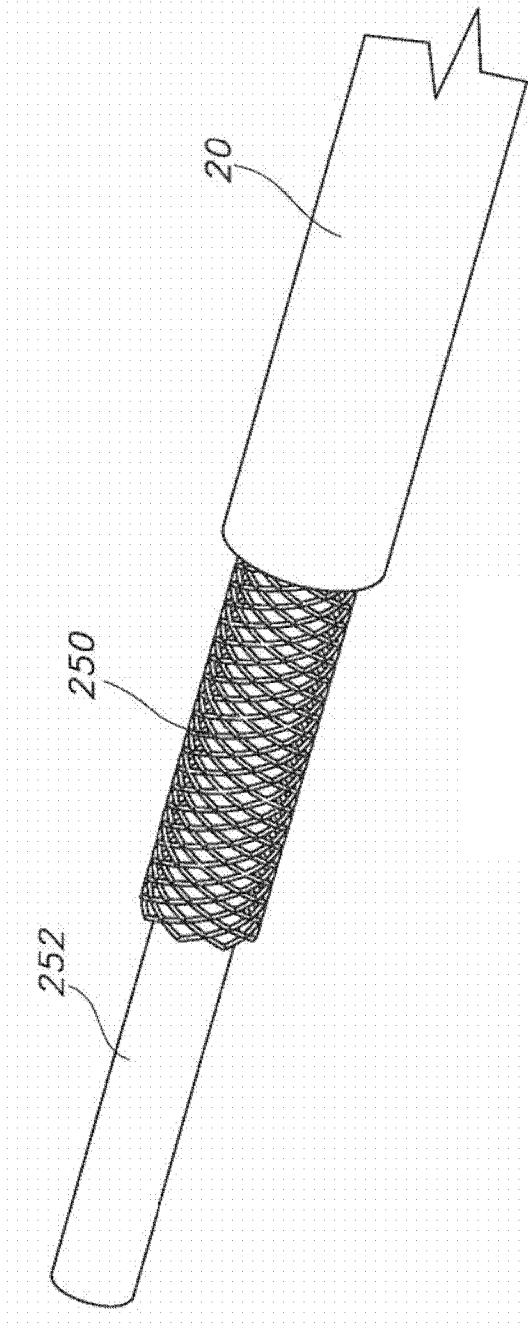


图41A

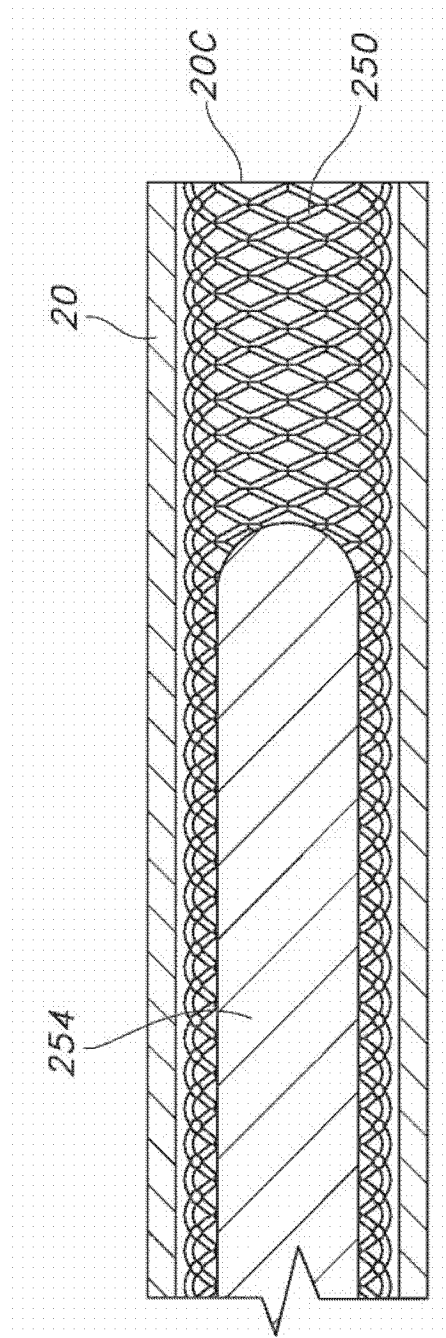


图41B

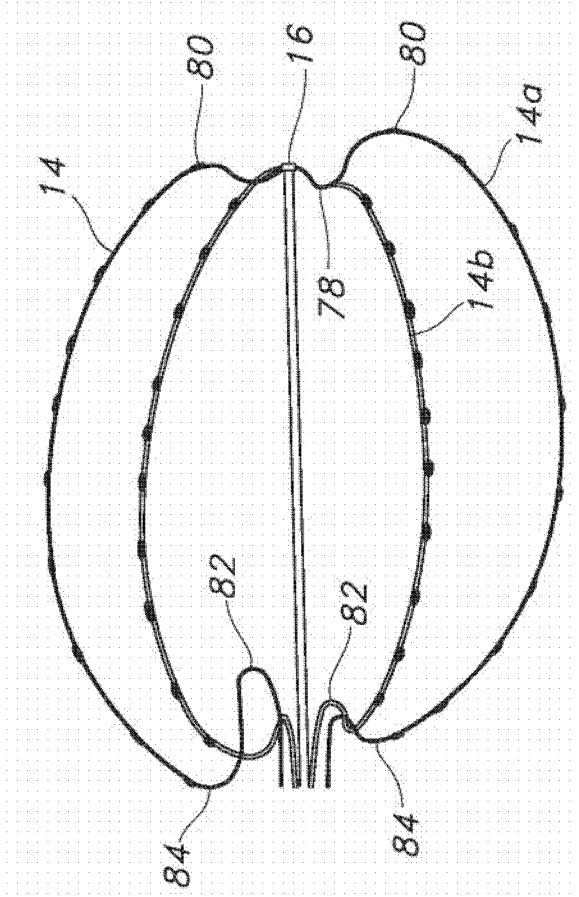


图42A

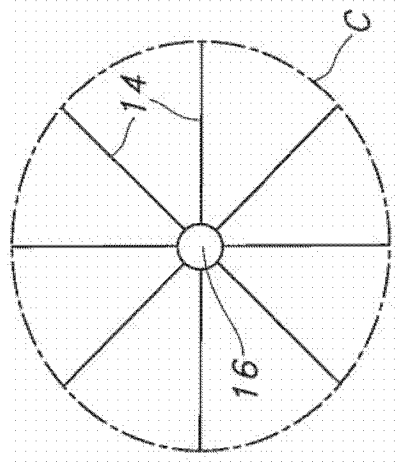


图42B

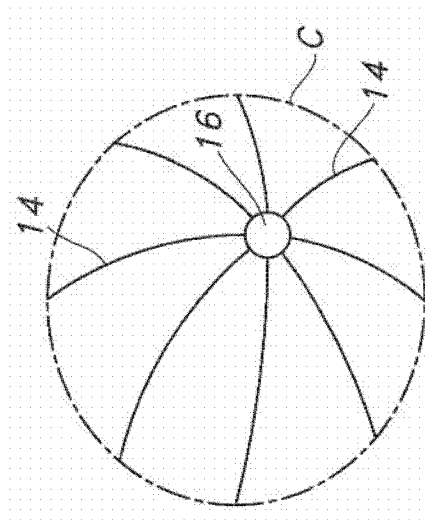
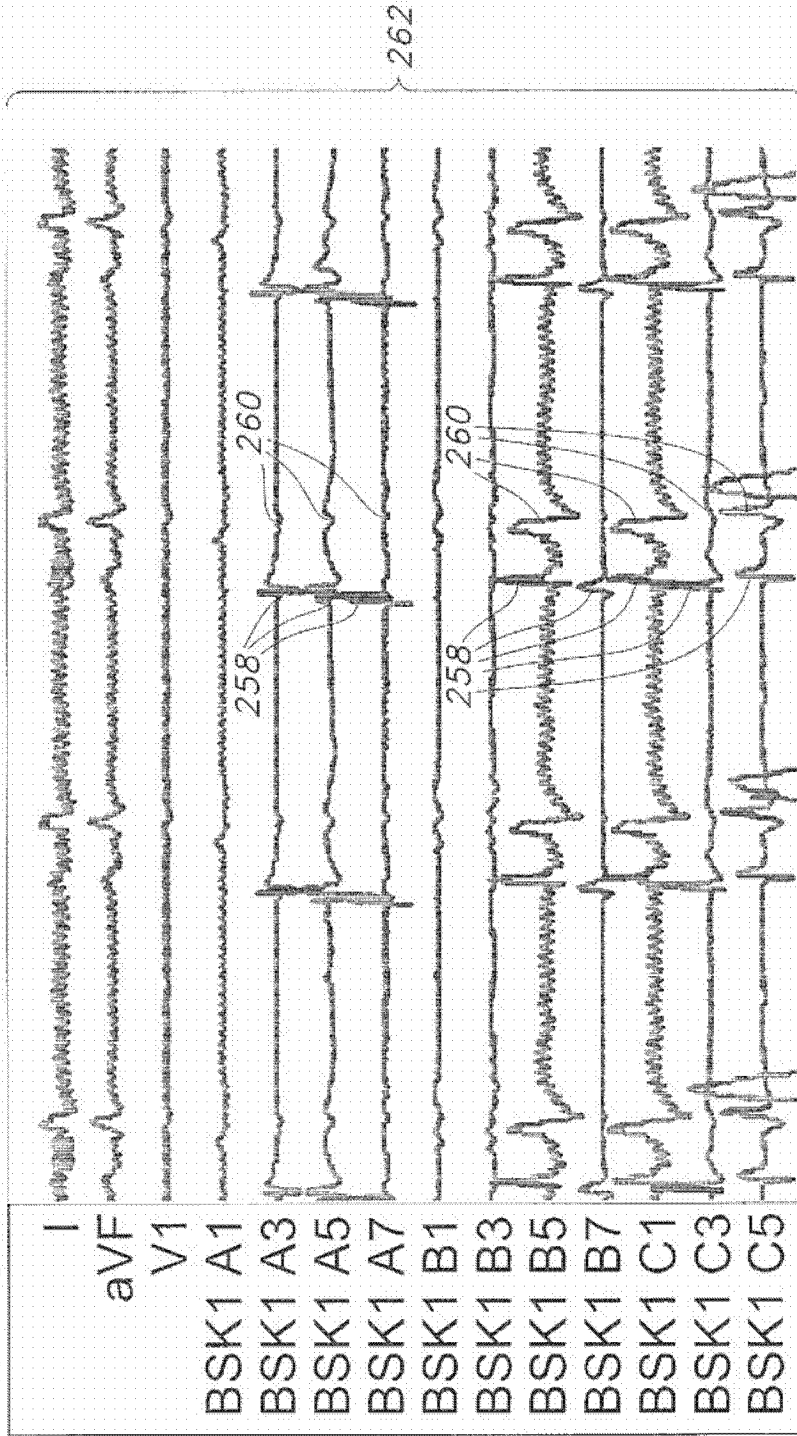


图42C

心电图

患者: Dogsworth, Henrietta ID: 多戈5



注意:  
 在电极A3、A5、A7、B7&C3上, 心房信号比心室信号大得多。  
 在电极B5、C1&C5上, 心房信号约等于心室信号。  
 迹线I, aVF&V1不是篮信号。

图43A

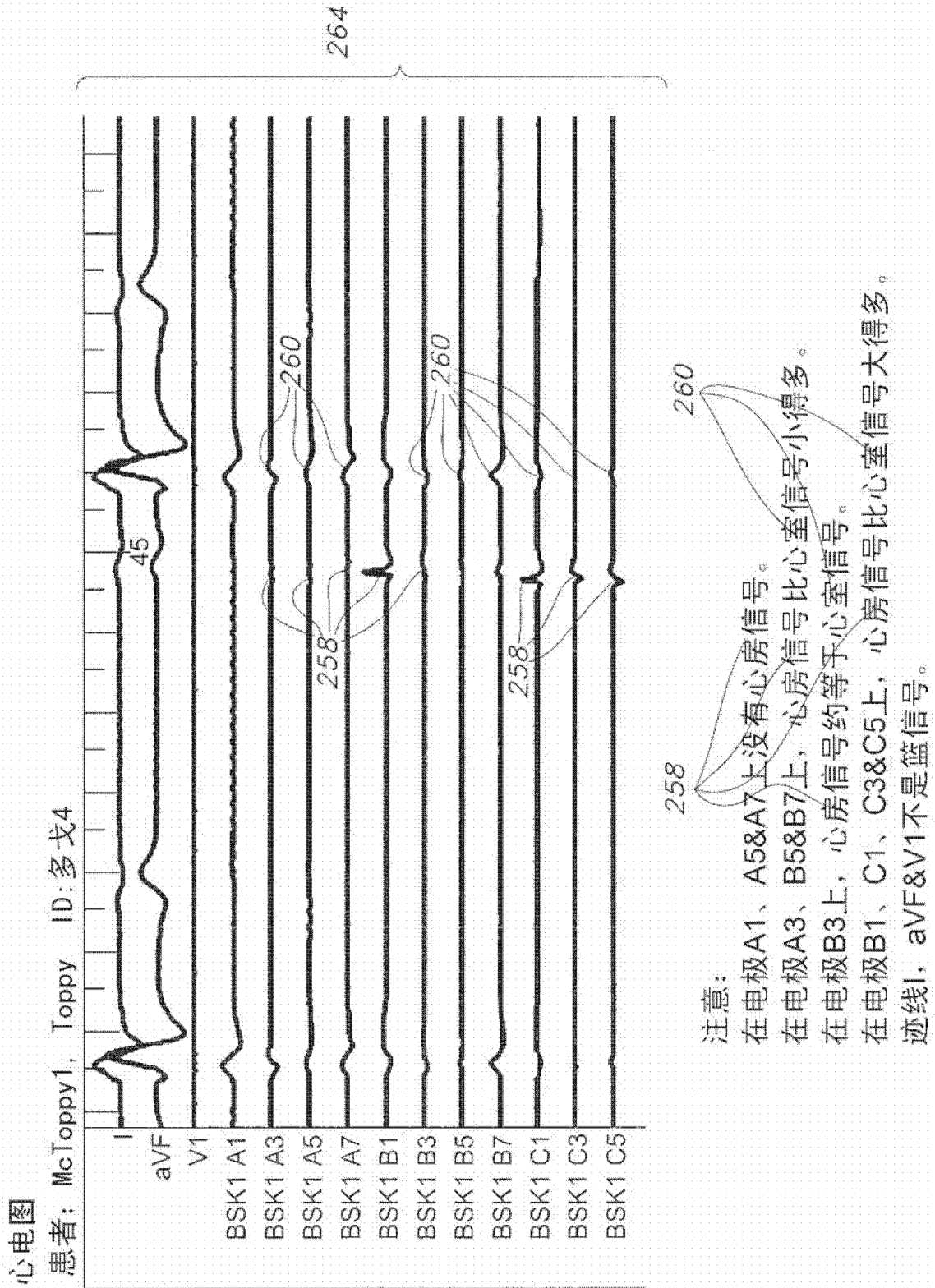


图43B