



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102458563 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201080030226. 6

(72) 发明人 B · R · 梅迪扎德 B · T · 斯托尔兹
M · R · 克拉迪 M · J · 科恩
J · M · 奥尔森 R · T · 斯通 C · Q · 蔡
S · 邦德哈斯 M · J · 康罗尼
T · R · 阿布拉罕

(22) 申请日 2010. 04. 27

(74) 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(30) 优先权数据

代理人 马洪

61/174, 204 2009. 04. 30 US

(51) Int. Cl.

61/174, 216 2009. 04. 30 US

A61N 1/05(2006. 01)

61/174, 224 2009. 04. 30 US

(56) 对比文件

61/174, 234 2009. 04. 30 US

US 6141593 A, 2000. 10. 31,

61/174, 247 2009. 04. 30 US

US 6141593 A, 2000. 10. 31,

61/174, 254 2009. 04. 30 US

WO 2008/140376 A1, 2008. 11. 20,

61/174, 262 2009. 04. 30 US

US 2003992 A, 1991. 04. 02,

61/174, 276 2009. 04. 30 US

US 4214804 A, 1980. 07. 29,

61/174, 287 2009. 04. 30 US

审查员 王丹

61/174, 296 2009. 04. 30 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 12. 30

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/032526 2010. 04. 27

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/126871 EN 2010. 11. 04

(73) 专利权人 麦德托尼克公司

权利要求书4页 说明书55页 附图68页

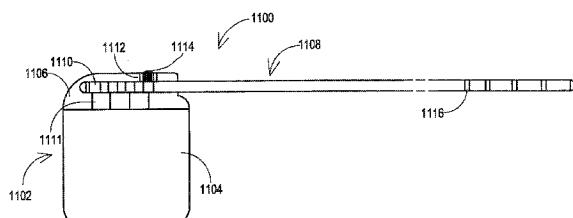
地址 美国明尼苏达州

(54) 发明名称

屏蔽件在可植入医疗引导件内的端接

(57) 摘要

定位在可植入医疗引导件内的屏蔽件能以各种方式端接在金属连接器处。该屏蔽件可通过各种连结部端接在围绕引导件的绝缘层和绝缘延伸部之间，包括平接、嵌接、搭接或其它连结部。该屏蔽件可利用物理和电气连接件而端接于单个金属连接器。该屏蔽件可利用在交迭的成对内部和外部金属连接器之间通过而以物理和电气连接方式进行端接。金属连接器可包括穿透引导件的绝缘层的诸如齿部或螺纹的特征。该屏蔽件可通过在金属连接器附近离开引导件的罩套并交迭在该金属连接器上而利用物理和电气连接方式进行端接。



1. 一种将屏蔽件端接在可植入医疗引导件的罩套内的方法，包括：
提供内部绝缘层；
提供内部金属环，所述内部金属环定位在所述内部绝缘层的端部附近；
在所述罩套的内部绝缘层和所述罩套的外部绝缘层之间提供所述屏蔽件，且所述屏蔽件的一部分交迭在所述内部金属环上；
绕所述内部金属环提供外部金属环，且所述屏蔽件的所述部分定位在所述内部金属环和所述外部金属环之间；
所述屏蔽件延伸超出所述内部金属环；
将绝缘延伸层结合在所述内部绝缘层的所述端部上；以及
将替代外部绝缘层定位在超出所述内部金属环并且不存在所述外部绝缘层的所述屏蔽件和所述内部绝缘层之上，所述替代外部绝缘层延伸超出所述内部绝缘层的所述端部，从而也在所述绝缘延伸层之上延伸，并且所述替代外部绝缘层与所述外部绝缘层的端部结合。
2. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述内部金属环座落在所述内部绝缘层的外表面上。
3. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，所述内部金属环埋入所述内部绝缘层中，使得所述内部金属环的外表面与所述内部绝缘层的外表面齐平。
4. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，所述外部绝缘层在邻近所述外部金属环处终止，使得所述外部金属环直接卷绕在所述屏蔽件上。
5. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，所述外部绝缘层覆盖所述内部金属环，其中所述外部金属环位于所述外部绝缘层上，并且包括突出通过所述外部绝缘层以接触所述屏蔽件的特征。
6. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，所述屏蔽件包括多个具有端部的导线，且所述端部分别折叠。
7. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，在所述罩套的内部绝缘层和所述罩套的外部绝缘层之间提供所述屏蔽件包括在所述内部绝缘层和所述内部金属环之间提供所述屏蔽件，而所述屏蔽件的所述部分折叠，使得所述屏蔽件的折叠部分通过所述内部金属环之上并通过所述外部金属环之下。
8. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，所述屏蔽件通过所述内部绝缘层的端部进行端接。
9. 如权利要求 1 或 2 所述的方法，其特征在于，对所述内部绝缘层和所述外部绝缘层进行消融以形成锥部，而所述屏蔽件从所述锥部露出，其中所述外部金属环包括与所述锥部配合的螺纹，以将所述外部金属环固定至所述锥部，并且所述内部金属环定位在所述内部绝缘层的所述端部处，且所述屏蔽件从所述锥部延伸到所述内部金属环上。
10. 一种将屏蔽件端接在可植入医疗引导件的罩套内的方法，包括：
提供具有近端的内部绝缘层；
在所述近端附近绕所述内部绝缘层提供外部金属环；
提供外部绝缘层，所述外部绝缘层围绕所述内部绝缘层并且终止在所述内部绝缘层的近端之前；

在所述罩套的所述内部绝缘层和所述罩套的所述外部绝缘层之间提供所述屏蔽件，且所述屏蔽件延伸超出所述外部绝缘层的终止部，而所述屏蔽件的一部分交迭在所述金属环上；

将绝缘延伸层结合在所述内部绝缘层的端部上；以及

在所述屏蔽件遇到所述金属环的地方并且在不存在所述外部绝缘层的地方，将替代外部绝缘层定位在所述内部绝缘层之上，且所述替代外部绝缘层延伸超出所述内部绝缘层的所述端部，从而也在所述绝缘延伸层之上延伸，并且所述替代外部绝缘层与所述内部绝缘层结合。

11. 如权利要求 10 所述的方法，其特征在于，还包括提供绝缘环，所述绝缘环卷绕在所述屏蔽件的交迭在所述金属环的所述部分周围。

12. 一种将屏蔽件端接在可植入医疗引导件的罩套内的方法，包括：

在所述罩套的内部绝缘层和所述罩套的外部绝缘层之间提供所述屏蔽件，所述屏蔽件通过所述内部绝缘层的端部进行端接，并且所述外部绝缘层终止在所述屏蔽件和所述内部绝缘层的端部之前；

将绝缘延伸层结合在所述内部绝缘层的所述端部上；

将金属环定位在不存在所述外部绝缘层的所述屏蔽件和所述内部绝缘层之上；

所述内部绝缘层和所述屏蔽件延伸超出所述金属环；以及

将替代外部绝缘层定位在所述内部绝缘层和所述屏蔽件之上，所述替代外部绝缘层延伸超出所述内部绝缘层的所述端部，从而也在所述绝缘延伸层之上延伸，并且所述替代外部绝缘层邻靠于所述金属环的端部。

13. 如权利要求 12 所述的方法，其特征在于，所述金属环邻靠于所述绝缘延伸层。

14. 如权利要求 12 或 13 所述的方法，其特征在于，所述内部绝缘层和所述屏蔽件通过所述金属环的端部进行端接。

15. 如权利要求 12 或 13 所述的方法，其特征在于，将所述金属环定位在所述屏蔽件和所述内部绝缘层之上包括将所述金属环压接抵靠于所述屏蔽件。

16. 如权利要求 12 或 13 所述的方法，其特征在于，将所述金属环定位在所述屏蔽件和所述内部绝缘层之上包括将所述金属环焊接抵靠于所述屏蔽件。

17. 一种可植入医疗引导件，包括：

内部绝缘层；

内部金属环，所述内部金属环定位在所述内部绝缘层的近端附近；

外部绝缘层，所述外部绝缘层围绕所述内部绝缘层；

屏蔽件，所述屏蔽件位于所述内部绝缘层和所述外部绝缘层之间，且所述屏蔽件的一部分交迭在所述金属环上；

外部金属环，所述外部金属环围绕于所述内部金属环，且所述屏蔽件的所述部分定位在所述内部金属环和所述外部金属环之间；

所述屏蔽件延伸超出所述内部金属环；

绝缘延伸层，所述绝缘延伸层结合在所述内部绝缘层的端部上；以及

替代外部绝缘层，所述替代外部绝缘层定位在超出所述内部金属环并且不存在外部绝缘层的所述屏蔽件和所述内部绝缘层之上，所述替代外部绝缘层延伸超出所述内部绝缘层

的所述端部，从而也在所述绝缘延伸层之上延伸，并且所述替代外部绝缘层与所述外部绝缘层的端部结合。

18. 如权利要求 17 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述内部金属环座落在所述内部绝缘层的外表面上。

19. 如权利要求 17 或 18 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述内部金属环埋入所述内部绝缘层中，使得所述内部金属环的外表面与所述内部绝缘层的外表面齐平。

20. 如权利要求 17 或 18 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述外部绝缘层在邻近所述外部金属环处终止，使得所述外部金属环直接卷绕在所述屏蔽件上。

21. 如权利要求 17 或 18 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述外部绝缘层覆盖所述内部金属环，其中所述外部金属环位于所述外部绝缘层上，并且包括突出通过所述外部绝缘层以接触所述屏蔽件的齿部。

22. 如权利要求 17 或 18 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述屏蔽件包括多个具有端部的导线，且所述端部分别折叠。

23. 如权利要求 17 或 18 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述屏蔽件通过所述内部绝缘层和所述外部绝缘层之间，而所述屏蔽件的所述部分折叠，使得所述屏蔽件的折叠部分通过所述内部金属环之上并通过所述外部金属环之下。

24. 一种可植入医疗引导件，包括：

具有近端的内部绝缘层；

外部金属环，所述外部金属环在所述近端附近围绕于所述内部绝缘层；

外部绝缘层，所述外部绝缘层围绕所述内部绝缘层并且终止在所述内部绝缘层的所述近端之前；

屏蔽件，所述屏蔽件位于罩套的所述内部绝缘层和所述罩套的所述外部绝缘层之间，且所述屏蔽件延伸超出所述外部绝缘层的终止部，而所述屏蔽件的一部分交迭在所述金属环上；

绝缘延伸层，所述绝缘延伸层结合在所述内部绝缘层的所述端部上；以及

替代外部绝缘层，所述替代外部绝缘层在邻近所述屏蔽件遇到所述金属环的地方并且不存在所述外部绝缘层的地方处位于所述内部绝缘层之上，所述替代外部绝缘层延伸超出所述内部绝缘层的所述端部，从而也在所述绝缘延伸层之上延伸，并且所述替代外部绝缘层在所述屏蔽件与所述金属环相遇的地方与所述外部绝缘层的端部结合。

25. 如权利要求 24 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，还包括绝缘环，所述绝缘环卷绕在所述屏蔽件的交迭在所述金属环的所述部分周围。

26. 一种可植入医疗引导件，包括：

罩套，所述罩套包括内部绝缘层和外部绝缘层；

屏蔽件，所述屏蔽件位于所述内部绝缘层和所述外部绝缘层之间，且所述屏蔽件通过所述内部绝缘层的端部进行端接，并且所述外部绝缘层终止在所述屏蔽件和所述内部绝缘层的端部之前；

绝缘延伸层，所述绝缘延伸层结合在所述内部绝缘层的所述端部上；

金属环，所述金属环定位在不存在所述外部绝缘层的所述屏蔽件和所述内部绝缘层之上；

所述内部绝缘层和所述屏蔽件延伸超出所述金属环；以及

替代外部绝缘层，所述替代外部绝缘层位于所述内部绝缘层和所述屏蔽件之上，且所述替代外部绝缘层延伸超出所述内部绝缘层的所述端部，从而也在所述绝缘延伸层之上延伸，并且所述替代外部绝缘层与所述内部绝缘层结合。

27. 如权利要求 26 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述金属环邻靠于所述绝缘延伸层。

28. 如权利要求 26 或 27 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述内部绝缘层和所述屏蔽件通过所述金属环的端部进行端接。

29. 如权利要求 26 或 27 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述金属环压接抵靠于所述屏蔽件。

30. 如权利要求 26 或 27 所述的可植入医疗引导件，其特征在于，所述金属环焊接抵靠于所述屏蔽件。

屏蔽件在可植入医疗引导件内的端接

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求以下申请的优先权并且通过参见的方式引入这些申请,且每个申请的全部内容在本文中如同被重写那样:在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,204;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,216;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,224;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,234;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,247;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,254;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,262;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,276;在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,287;以及在2009年4月30日提交的美国临时专利61/174,296。

技术领域

[0003] 各实施例涉及包括屏蔽件的可植入医疗引导件。更具体地说,各实施例涉及屏蔽件在可植入医疗引导件内的端接。

背景技术

[0004] 包括可植入医疗装置(IMD)和相关联的可植入医疗引导件的可植入医疗系统提供如下功能:例如,刺激肌肉或神经组织和/或感测患者体内生理现象。通常,IMD安装在适当的且相对可接收植入的皮下位置中。例如,为了在脊柱或骨盆附近提供刺激,IMD可安装在患者的腹部或上臀部区域上的囊袋中。根据所需的可植入医疗引导件的类型,该引导件可通过经皮方法或外科手术来安装。

[0005] 一旦安装好,该引导件从刺激位点延伸至IMD的位置。刺激位点与IMD位置的间隔改变,但通常可在从约20cm至约100cm的范围内。对于相对较长的间隔来说,如果无法得到足够长度的引导件,则引导件延伸部可植入,以从IMD跨越至可植入引导件的近端。

[0006] 可植入医疗引导件包括近端上的连接器环、远端上的电极以及导电丝状线,这些导电丝状线将近端连接器环处的电极与远端处的电极互连起来。引导件包括罩套,该罩套通常由柔性的但生物相容的聚合物制成,且丝状线通过该罩套与身体组织绝缘。然而,丝状线并不由罩套与电磁辐射绝缘。射频(RF)频谱中的电磁辐射会感应出电流而进入丝状线,由此在电极处产生不希望的电流。在患者的正常日常经历中,所遭遇的RF辐射水平处于可忽略的水平,并且并不存在由可能产生的不希望电流导致的对组织加热的危险。

[0007] 当强度显著地高于背景水平时,RF辐射对与电极接触的组织造成风险。每个电极的表面积相对较小,使得少量的组织会耗散潜在大量的感应电流。具体地说,如果患者暴露于来自磁共振成像(MRI)扫描的RF辐射,则在刺激位点处会发生组织受损的概率较高。此种组织受损会是非常危险的,且对于神经组织来说尤为如此。因此,至少由于这些原因,带有IMD的患者通常被禁止进行体线圈MRI扫描。

发明内容

[0008] 各实施例通过提供一种可植入引导件来解决诸如这些以及其它的问题，该可植入引导件在罩套内包括屏蔽件，且该屏蔽件可减小在引导件内丝状线上感生出的电流量。该屏蔽件能以各种方式端接在电气连接器处，以防止屏蔽件的导线在引导件内失去电气接触、磨损以及以其它方式偏移。

[0009] 各实施例提供一种将屏蔽件端接在可植入医疗引导件的罩套内的方法。该方法包括提供内部绝缘层以及提供内部金属环，且该内部金属环定位在内部绝缘层的端部附近。该方法还包括提供屏蔽件以及提供外部金属环，且该屏蔽件位于罩套的内部绝缘层和罩套的外部绝缘层之间，并且该屏蔽件的一部分交迭在内部金属环上，而该外部金属环围绕内部金属环，并且屏蔽件的该部分定位在该内部金属环和外部金属环之间。

[0010] 各实施例提供一种将屏蔽件端接在可植入医疗引导件的罩套内的方法。该方法包括提供内部绝缘层以及提供外部金属环，该内部绝缘层具有近端，而该外部金属环在该近端附近围绕该内部绝缘层。该方法还包括提供外部绝缘层以及提供屏蔽件，该外部绝缘层围绕于该内部绝缘层并且终止在内部绝缘层的近端之前，而该屏蔽件位于罩套的内部绝缘层和罩套的外部绝缘层之间，并且该屏蔽件延伸超出外部绝缘层的终止部，并且屏蔽件的一部分交迭在该金属环上。

[0011] 各实施例提供一种将屏蔽件端接在可植入医疗引导件的罩套内的方法。该方法包括提供屏蔽件，该屏蔽件位于罩套的内部绝缘层和罩套的外部绝缘层之间，屏蔽件通过内部绝缘层的端部进行端接，并且该外部绝缘层终止在屏蔽件和内部绝缘层的端部之前。该方法还包括将绝缘延伸层结合在内部绝缘层的端部上，以及将金属环定位在不存在外部绝缘层的屏蔽件和内部绝缘层之上。

[0012] 各实施例提供一种可植入医疗引导件，该可植入医疗引导件包括内部绝缘层、内部金属环以及外部绝缘层，该内部金属环定位在内部绝缘层的近端附近，而该外部绝缘层围绕于该内部绝缘层。该可植入医疗引导件还包括屏蔽件以及外部金属环，该屏蔽件位于内部绝缘层和外部绝缘层之间，并且该屏蔽件的一部分交迭在金属环上，而该外部金属环围绕内部金属环，并且屏蔽件的该部分定位在该内部金属环和外部金属环之间。

[0013] 各实施例提供一种可植入医疗引导件，该可植入医疗引导件包括内部绝缘层和外部金属环，该内部绝缘层具有近端，而该外部金属环在该近端附近围绕该内部绝缘层。该外部绝缘层围绕内部绝缘层并且终止在该内部绝缘层的近端之前。屏蔽件定位在罩套的内部绝缘层和罩套的外部绝缘层之间，且屏蔽件延伸超出外部绝缘层的终止部，而屏蔽件的一部分交迭在金属环上。

[0014] 各实施例提供一种可植入医疗引导件，该可植入医疗引导件包括罩套，而该罩套包括内部绝缘层和外部绝缘层。屏蔽件定位在内部绝缘层和外部绝缘层之间，且屏蔽件通过内部绝缘层的端部进行端接，并且外部绝缘层终止在屏蔽件和内部绝缘层的端部之前。绝缘延伸层结合在内部绝缘层的端部上，而金属环定位在不存在外部绝缘层的屏蔽件和内部绝缘层之上。

附图说明

[0015] 图 1 示出可植入医疗系统的一个实施例，该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。

- [0016] 图 2A 示出显示出屏蔽件的可植入引导件的一实施例。
- [0017] 图 2B 以剖视图示出可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。
- [0018] 图 2C 示出可植入引导件的一实施例, 其中显示出屏蔽件并且指定各种参数。
- [0019] 图 2D 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有双重编织线绕组。
- [0020] 图 2E 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有圆形横截面的编织线。
- [0021] 图 2F 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有矩形横截面的编织线。
- [0022] 图 2G 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有椭圆形横截面的编织线。
- [0023] 图 2H 示出可植入引导件的一实施例, 其中该引导件在近端和远端处端接于离最近连接器和最近电极的给定间隔处。
- [0024] 图 3 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。
- [0025] 图 4A 示出露出屏蔽件的可植入引导件的一实施例。
- [0026] 图 4B 以剖视图示出可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。
- [0027] 图 4C 示出可植入引导件的一个示例, 而屏蔽件的一部分在可植入引导件的近端附近露出。
- [0028] 图 4D 示出可植入引导件的一个示例, 其中外部电极提供与屏蔽件的联接。
- [0029] 图 5A 示出可植入医疗系统的一实施例的侧视图, 其中引导件的屏蔽件接地至 IMD 的罐。
- [0030] 图 5B 示出该实施例的端视图, 其中引导件通过具有定位螺钉的连接组来将屏蔽件接地至罐。
- [0031] 图 5C 示出该实施例的端视图, 其中引导件通过具有弹簧加载连接器的连接组来将屏蔽件接地至罐。
- [0032] 图 6 示出弹簧加载连接器的一个示例。
- [0033] 图 7A-7C 示出可植入医疗系统的各实施例的侧视图, 其中屏蔽件利用外部导线而接地至直流通路上的罐。
- [0034] 图 8A-8C 示出可植入医疗系统的各实施例的侧视图, 其中屏蔽件利用外部导线而接地至电容耦合通路上的罐。
- [0035] 图 9A-9F 示出可植入医疗系统的各实施例的侧视图, 其中屏蔽件在 IMD 的顶盖内接地至罐。
- [0036] 图 10A-10C 示出可植入医疗系统的各实施例的侧视图, 其中屏蔽件接地至 IMD 顶盖上的接地板。
- [0037] 图 11 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。
- [0038] 图 12A 示出露出屏蔽件的可植入引导件的一实施例。
- [0039] 图 12B 以剖视图示出可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。
- [0040] 图 12C 示出可植入引导件的一个示例, 其屏蔽件的一部分在远离引导件远端的位点处露出。
- [0041] 图 12D 示出可植入引导件的一个示例, 而外部电极在远离引导件远端的位点处提

供与屏蔽件的联接。

[0042] 图 12E 示出可植入引导件的一个示例,其屏蔽件的一部分在远离引导件远端的位点处大致露出。

[0043] 图 12F 示出可植入引导件的一个示例,其屏蔽件的一部分在远离引导件远端的多个位点处露出或大致露出。

[0044] 图 12G 示出可植入引导件的一个示例,其多个外部电极在远离引导件远端的多个位点处提供与屏蔽件的联接。

[0045] 图 12H 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出屏蔽件以及与屏蔽件接触的外部金属导体。

[0046] 图 12I 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出所露出的屏蔽件。

[0047] 图 12J 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出屏蔽件以及大致与屏蔽件接触的金属导体。

[0048] 图 12K 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出大致露出的屏蔽件。

[0049] 图 13A-13C 示出各种类型的金属导体,这些金属导体用于附连于引导件以提供与屏蔽件的联接。

[0050] 图 13D-13F 示出具有各种构造的金属导体,这些金属导体具有非导电涂层并用于附连于引导件以提供与屏蔽件的联接。

[0051] 图 14A 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出屏蔽件和外部涂覆的罩套层。

[0052] 图 14B 以剖视图示出可植入引导件的实施例,其多个位点具有外部涂覆的罩套层。

[0053] 图 14C 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出屏蔽件以及在该屏蔽件处的涂覆罩套层。

[0054] 图 14D 示出可植入引导件的实施例,其多个位点在屏蔽件处具有涂覆的罩套层。

[0055] 图 15A 示出具有引导锚定件的可植入引导件的实施例,该引导锚定件联接于金属导体,以提供与地面的 RF 通路。

[0056] 图 15B 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出屏蔽件、金属导体以及引导锚定件。

[0057] 图 15C 示出具有引导锚定件的可植入引导件的实施例,该引导锚定件直接联接于屏蔽件,以提供与地面的 RF 通路。

[0058] 图 15D 以剖视图示出可植入引导件的实施例,以显示出屏蔽件和引导锚定件。

[0059] 图 15E 示出可植入引导件的一实施例,该可植入引导件具有带有非导电涂层的引导锚定件。

[0060] 图 16 示出可植入医疗系统的一个实施例,该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的延伸部的可植入医疗装置 (IMD),且该延伸部联接于容纳屏蔽件的引导件。

[0061] 图 17A 示出联接于可植入引导件的可植入延伸部的一实施例,并且显示出每个部件的屏蔽件。

[0062] 图 17B 以横截面示出可植入引导件和延伸部的联接的实施例,以显示出屏蔽件、屏蔽件电极以及引导件的丝状线和引导件延伸部的屏蔽连接器和跨接线。

[0063] 图 17C 以横截面示出可植入引导件和延伸部的联接的实施例, 以显示出屏蔽件、屏蔽件电极以及引导件的丝状线和引导件延伸部的屏蔽连接器和屏蔽件。

[0064] 图 17D 以横截面示出可植入引导件和延伸部的联接的实施例, 以显示出引导件的丝状线、丝状线跨接部和丝状线电极以及引导件延伸部的丝状线连接器、丝状线跨接线和屏蔽跨接线。

[0065] 图 17E 以横截面示出可植入引导件和延伸部的联接的实施例, 以显示出引导件的丝状线、丝状线跨接线和丝状线电极以及引导件延伸部的丝状线连接器、丝状线跨接线和屏蔽件。

[0066] 图 17F 示出联接于可植入引导件的可植入延伸部的一实施例, 其中跨接线将两个屏蔽件互连起来。

[0067] 图 17G 示出联接于可植入引导件的可植入延伸部的一实施例, 其中延伸部的屏蔽件延伸至延伸部的屏蔽连接器以将两个屏蔽件互连起来。

[0068] 图 18 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。

[0069] 图 19A 示出露出屏蔽件的可植入引导件的一实施例。

[0070] 图 19B 以剖视图示出可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。

[0071] 图 20 示出可植入引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接在与绝缘延伸部的平接部处。

[0072] 图 21 示出可植入引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接在与绝缘延伸部的嵌接部处。

[0073] 图 22 示出产生图 20 和 21 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0074] 图 23 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接在与绝缘延伸部的搭接部处。

[0075] 图 24 示出产生图 23 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0076] 图 25 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接在搭接部内的环处。

[0077] 图 26 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接在平接部处的环处。

[0078] 图 27 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件的导线分别折叠在端接点处。

[0079] 图 28 示出可植入引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接部处的连结部包括与内部绝缘层的带倒刺连接件。

[0080] 图 29 示出可植入引导件的一实施例, 其中屏蔽件端接部处的连结部包括与内部绝缘层的带倒刺连接件。

[0081] 图 30 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。

[0082] 图 31A 示出可植入引导件的一实施例, 其中显示出屏蔽件。

[0083] 图 31B 以剖视图示出可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。

[0084] 图 32 示出可植入引导件的一实施例, 其中屏蔽件在与绝缘延伸部的平接部附近端接于金属连接器。

[0085] 图 33 示出可植入引导件的一实施例, 其中屏蔽件在与绝缘延伸部的嵌接部附近

端接于金属连接器。

[0086] 图 34 示出产生图 32 和 33 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0087] 图 35 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件在与绝缘延伸部的搭接部附近端接于金属连接器。

[0088] 图 36 示出产生图 35 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0089] 图 37 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件在与绝缘延伸部的连结部附近端接在一对金属连接器之间。

[0090] 图 38 示出一替代实施例, 其中该对顶部金属连接器具有尖锐特征, 以穿透外部绝缘层。

[0091] 图 39 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件在与绝缘延伸部的搭接部附近端接在一对金属连接器之间。

[0092] 图 40 示出可植入医疗引导件的一替代实施例, 其中内部金属连接器安装成与内部绝缘层齐平。

[0093] 图 41 示出产生图 37-40 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0094] 图 42 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件折叠以在与绝缘延伸部的连结部附近端接在一对金属连接器之间。

[0095] 图 43 示出产生图 42 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0096] 图 44 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件在与绝缘延伸部的搭接部附近交迭在金属连接器上。

[0097] 图 45 示出产生图 44 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0098] 图 46 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件在锥部处离开绝缘层并且端接在一对金属连接器之间。

[0099] 图 47 示出产生图 46 所示可植入引导件的一组步骤的一个示例。

[0100] 图 48 示出可植入医疗引导件的一实施例, 其中屏蔽件的导线分别折叠在金属连接器处的端接点处。

[0101] 图 49 示出可植入医疗引导件的经皮植入情况的实施例。

[0102] 图 50 示出由于图 49 所示经皮植入而产生的可植入医疗系统的构造。

[0103] 图 51 示出可植入医疗引导件的一实施例, 该可植入医疗引导件具有提供抗扭刚性的编织金属屏蔽件。

[0104] 图 52 示出可植入医疗引导件的一实施例的剖视图, 其中不存在与管心针的旋转联接。

[0105] 图 53 示出可植入医疗引导件的一实施例的剖视图, 其中存在与管心针的正方形旋转联接。

[0106] 图 54 示出可植入医疗引导件的一实施例的剖视图, 其中存在与管心针的星形旋转联接。

[0107] 图 55 示出可植入医疗引导件的一实施例的剖视图, 其中存在与管心针的六边形旋转联接。

[0108] 图 56 示出可植入医疗引导件的一实施例的近端, 其实现与管心针毂的锥形特征的旋转联接。

[0109] 图 57 示出可植入医疗引导件的一实施例的近端, 其实现与管心针毂的花键特征的旋转联接。

[0110] 图 58 示出可植入医疗引导件的一实施例的近端, 其实现与管心针毂的螺纹特征的旋转联接。

[0111] 图 59 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和两个引导件, 且每个引导件具有缝合至该引导件的辐射不透标记。

[0112] 图 60 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 且该引导件具有缝合至 IMD 外壳的辐射不透标记。

[0113] 图 61 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 而辐射不透标记松散地放置在 IMD 和引导件附近的囊袋中。

[0114] 图 62 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 且该引导件具有胶合至引导件的辐射不透标记。

[0115] 图 63 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 且该引导件具有胶合至 IMD 外壳的辐射不透标记。

[0116] 图 64 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 且该引导件具有夹持至引导件的辐射不透标记。

[0117] 图 65 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 且该引导件具有夹持至 IMD 外壳的辐射不透标记。

[0118] 图 66 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括 IMD 和引导件, 且该引导件具有压接至引导件的辐射不透标记。

[0119] 图 67A 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括引导件和辐射不透线圈, 该辐射不透线圈以径向扩张状态放置在该引导件上。

[0120] 图 67B 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括引导件和辐射不透线圈, 该辐射不透线圈以径向收缩状态放置在该引导件上。

[0121] 图 68A 示出在放置在引导件上之前、在安装工具上处于径向扩张状态的线圈。

[0122] 图 68B 示出从工具放置到引导件上以实现径向收缩状态的线圈。

[0123] 图 69A 示出聚合物结构的一实施例, 该聚合物结构轴向地装配到引导件上并且提供辐射不透板。

[0124] 图 69B 示出可植入医疗系统的一实施例, 其中图 69A 所示的聚合物结构定位在该引导件上。

[0125] 图 69C 示出可植入医疗系统的一实施例, 其中具有锚定件形式的聚合物结构的一实施例包括缝合翼以及在引导件上缝合就位的辐射不透板。

[0126] 图 70A 示出聚合物结构的一实施例, 该聚合物结构轴向地装配到引导件上并且提供辐射不透线圈。

[0127] 图 70B 示出可植入医疗系统的一实施例, 其中图 70A 所示的聚合物结构定位在该引导件上。

[0128] 图 70C 示出可植入医疗系统的一实施例, 其中具有锚定件形式的聚合物结构的一实施例包括缝合翼以及在引导件上缝合就位的辐射不透线圈。

[0129] 图 71 示出引导件的一实施例, 该引导件包括屏蔽件, 从而在诸如 MRI 扫描之类的

医疗过程中提供安全性。

[0130] 图 72 以剖视图示出图 71 所示的实施例, 以显示出屏蔽件、丝状线以及内腔。

[0131] 图 73 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。

[0132] 图 74A 示出露出屏蔽件的可植入引导件的一实施例。

[0133] 图 74B 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有屏蔽件, 而该屏蔽件具有产生槽的轴向切口。

[0134] 图 74C 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有屏蔽件, 而该屏蔽件具有轴向切口, 但槽的边缘形成交迭构造以闭合槽。

[0135] 图 74D 示出可植入引导件的一实施例, 该可植入引导件具有屏蔽件, 而该屏蔽件具有轴向切口但带有贯穿该槽而施加的屏蔽衬片。

[0136] 图 75A 以剖视图示出图 74A 所示可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。

[0137] 图 75B 以剖视图示出图 74B 所示可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和槽。

[0138] 图 75C 以剖视图示出图 74C 所示可植入引导件的实施例, 以显示出具有交迭边缘的屏蔽件。

[0139] 图 75D 以剖视图示出图 74D 所示可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和屏蔽衬片。

[0140] 图 76A 示出等同于管的屏蔽件的一实施例, 以显示出产生直线槽的直线轴向切口。

[0141] 图 76B 示出等同于管的屏蔽件的一实施例, 以显示出槽的边缘, 而这些边缘交迭以将槽闭合。

[0142] 图 76C 示出等同于管的屏蔽件的一实施例, 以显示出将槽闭合的屏蔽衬片。

[0143] 图 76D 示出等同于管的屏蔽件的一实施例, 以显示出形成螺旋槽的螺旋轴向切口。

[0144] 图 77 示出可植入医疗系统的一个实施例, 该可植入医疗系统包括联接于容纳屏蔽件的引导件的可植入医疗装置 (IMD)。

[0145] 图 78A 示出露出屏蔽件的可植入引导件的一实施例。

[0146] 图 78B 以剖视图示出图 78A 所示可植入引导件的实施例, 以显示出屏蔽件和丝状线。

[0147] 图 79A 示出在屏蔽件端接部处的保护件的一个实施例。

[0148] 图 79B 示出在屏蔽件端接部处的保护件的另一实施例。

[0149] 图 79C 示出在屏蔽件端接部处的保护件的另一实施例。

[0150] 图 80A 以剖视图示出图 79A 所示的实施例, 以显示出连续屏蔽件的形成屏蔽件端接部处保护件的第一和第二部分。

[0151] 图 80B 以剖视图示出图 79B 所示的实施例, 以显示出两件式屏蔽件的形成屏蔽件端接部处保护件的第一和第二部分。

[0152] 图 80C 以剖视图示出图 79C 所示的实施例, 以显示出在两件式屏蔽件的端接部处包括第一和第二子部分的第一部分和第二部分。

具体实施方式

[0153] 下文披露包括屏蔽件的可植入医疗引导件的各实施例。具有十个主题，且每个新的题目参见图 1、3、11、16、18、30、49、59、73 和 77 而开始。然而，应作为整体来阅读这些详细描述，由此与一个具体题目相对应的实施例主题可适用于与其它题目相对应的实施例。

[0154] 例如，参见图 1-2H 所披露的屏蔽件细节也适用于在图 3-80C 中披露的所有实施例的屏蔽件，在此这些屏蔽件细节会是所需要的。参见图 3-15E 所披露的屏蔽件在引导件内接线的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此经接线的屏蔽件会是需要的。参见图 16-17G 所披露的对延伸部进行屏蔽并且将引导件的屏蔽件与延伸部互连起来的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此包含经屏蔽的延伸部会是需要的。参见图 18-48 所披露的对屏蔽件进行端接的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此在引导件本体内对屏蔽件进行端接会是需要的。参见图 49-58 所披露的使引导件本体与管心针旋转联接的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此此种旋转联接会是需要的。参见图 59-72 所披露的用于引导件的标记的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此标记会是需要的。参见图 73-76D 所披露的破坏屏蔽件的周向机械连续性的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此此种连续性的缺乏会是需要的。参见图 77-80C 所披露的保护屏蔽件的端接部的示例可适用于在此披露的所有实施例，在此经保护的屏蔽件端接部会是需要的。

[0155] 参见图 1-2H 所披露的实施例提供可植入引导件的射频 (RF) 屏蔽，且该可植入引导件可连接于可植入医疗装置 (IMD)。屏蔽件存在于可植入引导件的罩套内。该屏蔽件设计成提供 RF 屏蔽，同时还提供适合于植入的各种机械特性。

[0156] 图 1 示出可植入医疗系统 1100 的一个示例，该可植入医疗系统包括联接于引导件 1108 的 IMD 1102。IMD 1102 包括金属罐 1104，该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 1102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 1106，该顶盖附连于金属罐 1104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 1106。顶盖 1106 提供一结构，该结构用于将引导件 1108 固定于 IMD 1102 并且用于在 IMD 1102 的电路和引导件 1108 的电极之间建立电连接。

[0157] 引导件 1108 在远端处具有电极 1116，这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件还在近端上包括连接器环 1110，而该连接器环定位在顶盖 1106 内。连接器环 1110 在顶盖内与电连接件 1111 进行物理接触。电连接件 1111 可包括金属触件，连接器环 1110 在插到顶盖 1106 中时抵靠在该金属触件上，在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 1104 中。由 IMD 1102 施加于连接器环 1110 的信号通过引导件 1108 传导至电极 1116，从而为患者提供刺激治疗。

[0158] 引导件 1108 例如通过顶盖 1106 内的定位螺钉组 1112 而固定在顶盖 1106 中，该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 1114 紧固抵靠于连接器环 1110 中的至少一个。例如下文参见图 2A 和 2B 所述的屏蔽件 1118 位于引导件 1108。在图 1 所示的 IMD 1102 处或者在沿引导件长度的各个位点处，屏蔽件 1118 可接地至或不接地至金属罐 1104。屏蔽件 1118 还可通过其它机构或者不通过其它机构进行接地。例如，屏蔽件 1118 可在离开表面较小距离处位于引导件 1108 内，使得屏蔽件 1118 会沿引导件的长度有效地电容联接于组织，以在该长度上将能量耗散给组织。

[0159] 图 2A 和 2B 示出引导件 1108 的一个示例, 其中存在有屏蔽件 1118。为了说明屏蔽件 1118, 在图 2A 中透明地示出外部罩套层 1120。屏蔽件 1118 将由于与存在于引导件 1108 内的导电丝状线 1124 直接耦合而产生的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 1124 延伸有引导件的长度并且将近侧的连接器环 1110 与远侧的电极 1116 互连起来, 使得刺激信号从引导件 1108 的近端传导至远端。

[0160] 如图 2A 所示, 该示例的屏蔽件 1118 是编织金属线。该金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。金属编织线可以是生物相容金属, 尤其是对于为了接地而暴露屏蔽件 1118 的一部分的实施例来说。生物相容金属确保如果屏蔽件 1118 通过设计或由于引导件 1108 上的磨损而暴露于组织的话, 屏蔽件 1118 不会变为患者的毒素。

[0161] 如图 2B 所示, 屏蔽件 1118 可嵌在引导件 1108 的罩套内。使引导件 1108 构造有屏蔽件 1118 的一个方式是提供罩套, 该罩套包括隔离出内部区域 1121 的绝缘内层 1122, 而丝状线 1124 以及可围绕每根丝状线 1124 的、例如由聚四氟乙烯 (PTFE) 所制成的任何附加的绝缘层 1126 位于该内部区域中。根据一些实施例, 该内层 1122 可具有至少 2 密耳的组装后厚度 1130, 并且根据引导件 1108 的尺寸限制和 / 或外层 1120 的尺寸会显著地较大, 例如是 5 或 6 密耳。屏蔽件 1118 则可留存在内层 1122 的外部, 而罩套的绝缘外层 1120 则可将屏蔽件 1118 封闭。外层 1120 提供总的引导件直径 1134。外部罩套 1120 可增添在编织线 1118 之上, 或者可挤压在编织线之上。

[0162] 对于希望使 RF 屏蔽件 1118 联接于组织的实施例来说, 通常例如电容耦合, 该电容耦合作为在 IMD 的罐或者沿长度的特定位点处进行接地的替代或者作为在罐处或者沿长度进行接地的附加, 整个外部罩套层 1120 会相对较薄, 尤其是对于通过屏蔽件 1118 的编织线的部分来说。根据各种实施例, 用于外层 1120 通过单根编织线之上的部分的组装后厚度可以在 0.5 至 5 密耳的量值上。外层 1120 在屏蔽件 1118 的厚度在编织线相交的位点处减小一个编织线直径。因此, 单根编织线上方的组装后厚度 1132 可根据所选择的编织线直径而改变, 从而在相交点处也存在充足的覆盖。此外, 尤其在不考虑组织生长的情形下, 该厚度可以小于 0.5 密耳, 且在该情形中, 可省略外层 1120。

[0163] 外层 1120 在编织线上的该厚度还可根据用于编织线的金属类型而改变。例如已发现, 当使用钛制编织线而非使用钽制编织线、而所有其它条件都等同时, 外层 1120 的厚度对于电极处的加热具有较小的影响。然而, 在外层 1120 的组装后厚度 1132 位于范围的下限 (例如, 2 密耳或更小) 的情形下, 比起使用钛制编织线的情形, 钽制编织线可允许在电极处具有较小程度的加热。

[0164] 在屏蔽件 1118 经由直流耦合或电容耦合而在罐 1104 处和 / 或在沿其长度的一个或多个特定位置处进行接地的情形下, 屏蔽件 1118 可定位成离引导件 1108 的外表面更远。屏蔽件 1118 在罩套内的该增大厚度可通过在诸如腰脊柱之类的高柔性和运动的区域中保护编织线而提供更耐久的引导件 1108。

[0165] 内部和外部罩套 1122、1120 可由诸如各种柔性聚合物之类的相同或类似材料构成, 而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。可使用生物相容材料, 尤其是当外层 1120 与身体组织直接接触时用于外层 1120。尤其是对于经皮引导件 1108 来说, 内腔 1128 可包括在内部区域 1121 中, 以允许插入管心针, 从而将引导件推送和导向到患者内所希望的位

置中。对于将内部区域 1121 进行充填以限定内腔 1128 的引导件来说,例如在丝状线 1124 是缆线而非所示线圈的情形下,该内部区域 1121 可由诸如聚氨酯、硅酮、聚醚醚酮 (PEEK)、尼龙之类的材料或者其它生物相容材料构成。

[0166] 图 2C 示出可植入引导件 1108 的视图,其中可观察到与编织线相关的各种参数。绝缘内层 1122 以及外层 1120 限定了沿引导件 1108 的长度行进的轴向尺寸 1136。诸如编织线 1140、1142 之类的编织线编织在内层 1122 周围。包括编织线 1140 的第一组编织线沿第一方向编织在内层 1122 周围,而包括编织线 1142 的第二组编织线沿与第一方向相反的第二方向编织在内层 1122 周围。在编织过程中,第一组编织线和第二组编织线交织在一起,而第一组的编织线以重复型式经过第二组中的一些线上方并经过另一些线下方。

[0167] 交织可使用特定的型式,例如经过一根上、经过一根下、经过一根上等等,或者例如经过两根上、经过两根下、经过两根上等等。采用具有较大直径的编织线或者在成对使用编织线的情形下,则两上两下的型式有助于在前后交织时减小编织线上的应力。如果编织线较小并且是单根的,且在编织线之间具有相对较大的孔隙,则一上一下的型式更为适用。由于植入引导件与身体运动一起连续地挠曲并且通常预期会持续许多年,因而线应力是须考虑的一个因素。

[0168] 交织具有所关心的各种参数。第一参数是编织角 1144。在此,将编织角 1144 限定成相对于轴向尺寸 1136 横向地测得的编织线角度;然而,有时相对于引导件的轴线来限定编织角。于是,如图 2C 所示,在编织线和横向尺寸 1138 之间测得编织角 1144。根据各种实施例,以此方式测得的编织角小于 60 度。

[0169] 该编织角 1144 具有若干意义。编织角 1144 是设定图 2C 所示编织孔 1141 的最大尺寸、并且由此设定由编织线所形成的覆盖程度的一个因素。该编织角 1144 还是与引导件在挠曲中的刚性程度以及编织线在挠曲过程中的破损趋势有关的因素。编织角还是影响绝缘外层 1120 与绝缘内层 1122 的内聚性的因素,这是由于当编织孔具有充足的尺寸时,通过该编织孔会在两个层 1120、1122 之间发生内聚。

[0170] 图 2C 中示出的另一个所关心参数是一组相邻编织线之间的轴向空间 1146。根据各种实施例,轴向空间 1146 具有等于引导件直径 1134 的上限。轴向空间 1146 还是影响编织孔尺寸、轴向刚度、弯曲刚度以及抗弯性的因素。

[0171] 与编织角 1144 和轴向空间 1146 相关的另一个所关心参数是每组中编织线的数量。根据各种实施例,沿第一方向交织的第一组编织线包括至少三根编织线。类似地,沿第二方向交织的第二组编织线包括至少三根编织线。这两组至少三根编织线各自确保:对于在此所披露的各种范围的参数,编织孔 1141 具有充分小的横向尺寸,以有效地屏蔽 MRI 频谱中的 RF 能量,该 MRI 频谱通常从 43MHZ 跨至 128MHZ。

[0172] 编织线的总数由编织角和编织线尺寸所允许的轴向和弯曲刚度所限制。在一些实施例中,对于总共 32 根编织线来说,每组中可存在 16 根编织线。然而,在如图 2C 所示的示例中示出,每组包括六根编织线,其中在五根其它的编织线交织之后,编织线 1140 在引导件 1108 的给定侧再次出现。类似地,在五根其它的编织线交织之后,编织线 1142 在引导件 1108 的侧部上再次出现。

[0173] 图 2D 示出另一种引导件实施例 1150,该实施例示出所关心的另一个编织线参数。在该示例中,编织线是成对的,使得两根编织线而非单根编织线接触地卷绕在内层 1122 周

围。例如,沿第一方向卷绕的第一组的双编织线 1152 和 1154 在各自卷绕在内层 1122 周围时接触。沿第二方向卷绕的第二组的双编织线 1156 和 1158 在各自卷绕在内层 1122 周围时接触。

[0174] 以此方式捆在一起的编织线影响引导件 1108 的刚度以及孔尺寸。以此方式捆束的编织线可提供与诸如矩形编织线之类的较宽尺寸编织线的覆盖类似的覆盖,但不会增大与存在于矩形编织线之上的角部相关联的弯曲应力。

[0175] 图 2E 是引导件 1108 的一部分的放大视图,以示出编织线的剖面。该视图是以垂直于最上方编织线 1142 行进方向的角度、通过引导件 1108 所剖取的剖面,以提供最上方编织线 1142 的真实剖面。在此,最上方编织线 1142 具有圆形横截面并且提供编织线直径 1148。根据各种实施例,编织线直径在从约 0.5 密耳到约 2.5 密耳的范围内。如图 2E 所示,当尺寸从内层 1122 面向外时,测量编织线的直径。圆形横截面缺少否则会影响引导件 1108 的弯曲刚度的角部,但圆形横截面比具有相同高度来从内层 1122 延伸到外层 1120 中的其它横截面形状提供较小的覆盖。

[0176] 图 2F 是引导件 1160 的一部分的放大视图,以示出编织线的横截面。如图 2E 所示,该视图是以垂直于最上方编织线 1162 行进方向的角度、通过引导件 1160 所剖取的剖面,以提供最上方编织线 1162 的真实剖面。在此,编织线 1162 具有矩形横截面并且提供编织线宽度 1168。根据各种实施例,编织线宽度在从约 2 密耳到约 5 密耳的范围内。如图 2F 所示,当尺寸从内层 1164 面向外时,测量编织线的宽度。矩形横截面具有会影响引导件 1108 的弯曲刚度的角部,但提供比具有相同高度来从内层 1166 延伸到外层 1164 中的圆形横截面形状提供较大的覆盖。

[0177] 图 2G 是引导件 1170 的一部分的放大视图,以示出编织线的横截面。如图 2E 所示,该视图是以垂直于最上方编织线 1172 行进方向的角度、通过引导件 1170 所剖取的剖面,以提供最上方编织线 1172 的真实剖面。在此,最上方编织线 1172 具有椭圆形横截面并且提供编织线的长轴直径 1178。根据各种实施例,编织线的长轴直径在从约 0.5 密耳到约 4 密耳的范围内。如图 2G 所示,当尺寸从内层 1176 面向外时,测量编织线的长轴直径。椭圆形横截面缺少会影响引导件 1108 的弯曲刚度的角部,但提供与具有相同高度来从内层 1174 延伸到外层 1176 中的矩形横截面类似的覆盖。

[0178] 在图 2E-2G 所示示例中的每个示例中,不管横截面形状和所使用的材料如何,编织线都具有满足于植入的极限抗拉强度。根据各种实施例,该极限抗拉腔室是每平方英寸至少 150000 磅 (150ksi)。

[0179] 图 2H 从端对端示出具有屏蔽件 1118 的引导件 1108,以示出屏蔽件 1118 在近端 1105 和远端 1107 处的端接。屏蔽件 1118 在到达近端 1105 的最远侧连接器 1109 之前并且在到达远端 1107 的最近侧电极 1116 之前进行端接。屏蔽件 1118 在离连接器 1109 的距离 1117 处并且在离电极 1116 的距离 1119 处进行端接,这减小了从屏蔽件端部中辐射出的 RF 能量从该屏蔽件泄漏到导电丝状线上、且然后泄漏至连接器 1109 和 / 或电极 1116 的可能性。然而,屏蔽件端接距离 1117、1119 不会过大,从而维持在丝状线 1124 上的充分覆盖。

[0180] 离开远侧电极和近侧连接器的屏蔽件端接距离可改变。根据各种实施例,该距离可根据引导件 1108 的位置而在从约 0.5 毫米至约 10 厘米的范围内。例如,如果远侧梢端位于 RF 能量强度较低的大脑或脊柱中,则屏蔽件 1118 的端部离远侧电极的最近边缘的距

离可以从 0.5mm 直至约 10cm、或者从约 2mm 至 2cm, 以进一步减小电极耦合和丝状线暴露。然而, 在整个引导件 1108 就在皮肤下方、用以外周神经刺激的其它位置中, 屏蔽件 1118 的端部与远侧电极的最近边缘的距离可小于约 2cm, 以防止丝状线 1124 的过度暴露。在这些情形中, 距离可在 2mm 或 2mm 以上的量值上, 以确保避免从屏蔽件 1118 至电极的过度 RF 耦合。

[0181] 在一个特定示例中, 引导件 1108 设有屏蔽件 1118, 其中总的引导件直径是 53.6 密耳。内部绝缘层 1122 对于相对于编织线的内缘具有 5.89 密耳或 5.39 密耳的总厚来说、具有 35 密耳的组装内直径以及 50.19 密耳的组装外直径。外部绝缘层 1120 具有 53.6 密耳的组装外直径和 3.41 密耳的总厚, 且 1.41 密耳的厚度存在于编织线的相交点上, 同时在单根编织线靠近相交点时, 单根编织线上的厚度接近 2.66 密耳, 在此单根编织线会经过相交编织线下方。编织线在横截面上是圆形的并且具有 0.25 密耳直径, 并嵌到内层 1122 中约 0.5 密耳。对于总共十六根编织线来说提供两组八根编织线, 且这些编织线建立 22 度的编织角, 而在相邻编织线之间具有 7.5 密耳的轴向空间。屏蔽件 1118 端接成离远侧电极和近侧连接器的最近边缘约 2mm。

[0182] 在另一特定示例中, 为引导件 108 提供有在前述段落中所描述的说明, 只是屏蔽件间隙和屏蔽件埋入内部绝缘层 1122 中的深度是不同的。在此, 屏蔽件 1118 端接成离远侧电极和近侧连接器的最近边缘约 1mm, 且屏蔽件下沉 0.25 密耳。于是, 相对于编织线内缘的内部绝缘厚度是 5.6 密耳。

[0183] 在另一特定示例中, 引导件 108 具有在前述部段中所描述的说明, 除了绝缘厚度、编织角以及近侧屏蔽间隙不同以外。在该示例中, 外层 1120 的外表面至编织线外缘的编织深度在编织线相交点处是约 2 密尔, 而在单根编织线接近相交点时, 编织线上方的厚度接近 3.25 密尔, 且编织线在该相交点处经过相交的编织线下方。内绝缘层 122 相对于编织线内缘具有 4.5 密尔的平均厚度, 同时编织线沉到内绝缘层 1122 中约 0.25 密尔。屏蔽件 1118 端接在离远侧电极的最近边缘约 1.27mm 处, 并且端接在离近侧连接器的最近边缘约 10mm 处。编织角是约 23 度。

[0184] 参见图 3-10C 所披露的实施例提供了存在于可植入引导件内屏蔽件的射频 (RF) 接线。屏蔽件能以各种方式接地至可植入医疗装置 (IMD) 的罐或者接地至 IMD 的顶盖上的接线板。接线通路可以是直流通路或者电容联接的通路。用于对屏蔽件进行接地的通路可在沿引导件位于 IMD 的顶盖外部的一点处联接于屏蔽件, 或者可在顶盖内的一点处联接于屏蔽件。

[0185] 图 3 示出可植入医疗系统 2100 的示例, 该可植入医疗系统包括联接于引导件 2108 的 IMD 2102。IMD 2102 包括金属罐 2102, 该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 2102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 2106, 该顶盖附连于金属罐 2104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 2106。顶盖 2106 提供一结构, 该结构用于将引导件 2108 固定于 IMD 2102 并且用于在 IMD 2102 的电路和引导件 2108 的电极之间建立电连接。

[0186] 引导件 2108 在近端处具有电极 2116, 这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件还在近端上包括连接器环 2110, 而该连接器环定位在顶盖 2106 内。连接器 2110 在顶盖内与电连接件 2111 进行物理接触。电连接件 2111 可包括金属触件, 电极 2110 在插到顶盖

2106 中时抵靠在该金属触件上,在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 2104 中。由 IMD 2102 施加于电极 2110 的信号通过引导件 2108 传导至电极 2116,从而为患者提供刺激治疗。

[0187] 引导件 2108 例如通过顶盖 2106 内的定位螺钉组 2112 而固定在顶盖 2106 中,该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 2114 紧固抵靠于连接器 2110 中的至少一个。屏蔽件 2118 可通过沿引导件所提供的金属触件来进行接地,以建立从屏蔽件 2118 至组织的接地通路。作为另一个选择,屏蔽件 2118 可在离开表面较小距离处位于引导件 2108 内,使得屏蔽件 2118 会沿引导件的长度有效地电容联接于组织,以在该长度上将能量耗散给组织。

[0188] 图 4A 和 4B 示出引导件 2108 的一个示例,其中存在有屏蔽件 2118。为了说明屏蔽件 2120,在图 4A 中透明地示出外部罩套层 2118。屏蔽件 2118 将由于与存在于引导件 2108 内的导电丝状线 2124 直接耦合而产生的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 2124 延伸有引导件的长度并且将近侧的连接器 2110 与远侧的电极 2116 互连起来,使得刺激信号从引导件 2108 的近端传导至远端。

[0189] 如图 4A 所示,该示例的屏蔽件 2118 是编织金属线。该金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是,使用生物相容金属来用于屏蔽件 2118,尤其是对于为了接线而暴露屏蔽件 2118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 2118 示作编织线,但可选择其它屏蔽件构造,尤其是在柔性度不是问题的情形下,例如以交迭方式卷绕于顶盖 2108 的箔带或者很大程度地涂覆有导电颗粒的外层 2120。

[0190] 如图 4B 所示,屏蔽件 2118 可嵌在引导件 2108 的罩套内。使引导件 2108 构造有屏蔽件 2118 的一个方式是提供内部罩套 2122,该内部罩套封闭有丝状线 2124 和任何附加的绝缘层 2126,例如是可围绕每根丝状线 2124 的聚四氟乙烯 (PTFE) 制的绝缘层。屏蔽件 2118 则可留存在内部罩套 2122 的外部上,而外部罩套 2120 则可将屏蔽件 2118 封闭。外部罩套 2120 可增添在编织线 2118 之上,或者可挤压在编织线之上。

[0191] 对于希望使 RF 屏蔽件 2118 联接于组织的实施例来说,通常例如电容耦合,该电容耦合作为在 IMD 的罐处进行接地的替代或者作为在罐处进行接地的附加,外部罩套层 2120 覆盖屏蔽件 2118 的量会相对较薄,例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 2118 于 IMD 的罐处接地、并且经由电容耦合通过外部罩套 2120 从屏蔽件直接与组织的接地较不重要的情形下,则屏蔽件 2118 可定位成离引导件 2108 的外表面更远。

[0192] 内部和外部罩套 2122、2120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成,而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 2128 可存在于内部罩套 2122 内部,且所绝缘的丝状线 2124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩套 2122 周围。尤其是对于经皮引导件 2108 来说,内腔 2128 会是有用的,以允许插入管心针,从而将引导件 2108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0193] 图 4C 示出暴露屏蔽件 2118 以对屏蔽件 2118 进行接地的一个示例。在该示例中,已在沿引导件 2108 的靠近近端的第一点处移除罩套的外层 2120,以暴露屏蔽件 2118 和内部罩套 2122。例如,准分子激光器可用于消融外层 2120。然后,可在屏蔽件 2118 和附连于引导件的电极、弹簧加载的连接器或连接器组、导线或其它直流或电容耦合之间建立物理接触。例如,接地导线可利用胶粘剂或胶纸带粘附地粘连成与所暴露的屏蔽件 2118 接触。

根据该实施例，沿着引导件的暴露屏蔽件 2118 的第一点可位于 IMD 的顶盖的内部或外部。此外，根据该实施例，与所暴露屏蔽件 2118 的耦合可以是直流耦合或电容耦合，或者提供用于使 RF 电流通至地面的通路。

[0194] 图 4D 示出提供通路以对屏蔽件 2118 进行接地的另一示例。在此，电极 2130 附连在沿引导件 2108 的靠近近端的第一点处，以提供与弹簧加载连接器、连接器组、导线或其它直流或电容耦合的稳固物理连接。根据该实施例，沿着引导件的定位有电极 2130 的第一点可位于 IMD 的顶盖的内部或外部。此外，根据该实施例，与电极 2130 的耦合可以是直流耦合或电容耦合，或者提供用于使 RF 电流通至地面的通路。

[0195] 图 5A-5C 示出通过使用安装在 IMD 上的连接器组合将接地通路联接于 IMD 顶盖的屏蔽件外部、来将屏蔽件接线至 IMD 的罐的各实施例。可植入医疗系统 2150 包括具有金属罐 2154 和顶盖 2156 的 IMD 2152。一个或多个引导件 2164 从顶盖伸出并且通过安装于罐 2154 的连接器组 2158。

[0196] 连接器组 2158 包括诸如连接器 2160 和罐附连件 2162 之类的零件，以将引导件 2164 的屏蔽件接地至罐 2154。例如，连接器组 2158 可由生物相容塑料或其它的非导电体所构成，同时连接器 2160 为罐附连件 2162 提供导电。罐附连件 2162 可具有各种形式。例如，导线从连接器 2160 延伸至罐 2154，其中罐附连件 2162 焊接至或者以其它方式附连于罐 2154。作为另一示例，连接器组 2158 可包括金属板，该金属板经由焊接件或其它附连件与金属罐 2154 接触。

[0197] 图 5B 是示出连接器组 2158 的一对通过特征以及使屏蔽件接地的一对引导件 2164 的侧视图。以剖视图示出连接器组 2158，使得定位螺钉 2168 是可见的。用于引导件 2164 的屏蔽件的电极或其它触件定位在通过件 2166 内，使得用于屏蔽件的定位螺钉 2168 和电极或其它触件是对准的。定位螺钉 2168 紧固抵靠于电极或其它触件，以建立与罐 2154 的接地。通过件 2166 可以是通过连接器组 2158 的槽，使得引导件 2164 可下降到槽中。作为另一选择，通过件 2166 可以是通过连接器组 2158 的孔，且引导件 2164 馈送通过该孔。

[0198] 图 5C 是示出连接器组 2158 的另一实施例的一对通过特征以及使屏蔽件接地的一对引导件 2164 的侧视图。连接器组 2158 包括弹簧加载的连接器 2172。用于引导件 2164 的屏蔽件的电极或其它触件定位在通过件 2170 内，使得用于屏蔽件的弹簧加载连接器 2172 和电极或其它触件是对准的。迫使屏蔽件的电极或其它触件位于弹簧加载的连接器 2172 内，以建立与罐 2154 的接线。如图 5B 所示的实施例，该实施例的通过件 2170 可以是通过连接器组 2158 的槽，使得引导件 2164 能下降到槽中，该通过件或者可以是通过连接器组 2158 的孔，其中引导件 2164 馈送通过该孔。

[0199] 图 6 示出弹簧加载连接器 2174 的一个示例。弹簧加载的连接器 2174 在由于引导件 2164 的插入而受迫时略微打开，然后一旦引导件坐落抵靠在弹簧加载的连接器 2174 内，该弹簧加载的连接器向后偏置抵靠于引导件 2164 的电极或其它触件。还可应用其它的弹簧加载的连接器设计。

[0200] 图 7A 示出可植入医疗系统 2180，其中引导件 2188 的屏蔽件在顶盖 2186 外部接地至 IMD 2182 的金属罐 2184。在此，在屏蔽件和金属罐 2184 之间提供直流通路。弹簧加载的连接器 2192 与引导件 2188 上的电极 2190 接触，其中，电极 2190 与屏蔽件接触。导线 2194 可由诸如钛、钽、铂、不锈钢、镍铬以及合金之类的材料制成，并且用作接地导体。该导

线 2194 通过焊接件或其它结合件附连于弹簧加载的连接器 2192。导线 2194 从弹簧加载的连接器 2192 延伸至金属罐 2184，其中焊接件 2196 或例如利用胶合剂或胶纸带的其它结合件将导线 2194 附连于金属罐 2184。

[0201] 图 7B 示出可植入医疗系统 2200，其中引导件 2208 的屏蔽件在顶盖 2206 外部接地至 IMD 2202 的金属罐 2204。在此，在屏蔽件和金属罐 2204 之间也提供直流通路。具有定位螺钉 2212 的金属连接器组 2210 与引导件 2208 上的电极接触，其中，电极与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2214 通过焊接件或其它结合件附连于连接器组 2210。导线 2214 从连接器组 2212 延伸至金属罐 2204，其中诸如填有导电环氧化物或碳的聚合物粘合剂之类的胶合剂 2216 或者诸如焊接件或胶纸带之类的其它结合件将导线 2214 附连于金属罐 2204。

[0202] 图 7C 示出可植入医疗系统 2220，其中引导件 2228 的屏蔽件在顶盖 2226 外部接地至 IMD 2222 的金属罐 2224。在此，在屏蔽件和金属罐 2224 之间也提供直流通路。诸如环状电极之类的耦合件 2230 与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2232 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2230。导线 2232 从耦合件 2230 延伸至金属罐 2224，其中卡接连接器 2234 或诸如焊接件或胶纸带之类的其它结合件将导线 2232 附连于金属罐 2224。

[0203] 对于图 7A-7C 所示的示例，披露将接地导线连接于引导件并且连接于罐的各种示例。应理解的是，接地导线的连接件的这些和其它示例的任何组合可用于提供直流通路，该直流通路最终提供从屏蔽件至金属罐的 RF 接地。

[0204] 图 8A 示出可植入医疗系统 2240，其中引导件 2248 的屏蔽件在顶盖 2246 外部接地至 IMD 2242 的金属罐 2244。在此，在屏蔽件和金属罐 2244 之间提供电容耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2250 接触引导件 2248 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2252 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2250。导线 2252 从耦合件 2250 延伸至金属罐 2244 附近，其中一件胶纸带 2254 或粘附于罐 2244 的其它凸片附连于导线 2252。诸如双面胶纸带之类的胶纸带 2254、环氧树脂或聚合物基粘合剂或其它凸片将导线保持在金属罐 2244 附近，以在导线 2252 和罐 2244 之间建立电容耦合。

[0205] 图 8B 示出可植入医疗系统 2260，其中引导件 2268 的屏蔽件在顶盖 2266 外部接地至 IMD 2262 的金属罐 2264。在此，在屏蔽件和金属罐 2264 之间提供电容耦合通路。一件胶纸带 2270 或其它凸片在存在有屏蔽件的一点处与引导件 2268 接触。用作接地导体的导线附连于凸片 2270 并且保持在引导件 2268 和屏蔽件附近，以在导线 2272 和屏蔽件之间建立电容耦合。导线 2272 从凸片 2270 延伸至金属罐 2264，并且利用焊接件 2274 或其它结合件粘附于金属罐 2264。

[0206] 图 8C 示出可植入医疗系统 2280，其中引导件 2288 的屏蔽件在顶盖 2286 外部接地至 IMD 2282 的金属罐 2284。在此，在屏蔽件和金属罐 2284 之间提供电容耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2290 接触引导件 2288 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2292 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2290，并且从耦合件 2290 延伸至金属罐 2284 附近。存在用于罐 2284 的非导电胶合剂或其它非导电结合件 2294，以粘附于导线 2292 并且将导线保持在金属罐 2284 附近，以在导线 2292 和罐 2284 之间建立电容耦合。

[0207] 对于图 8A-8C 所示的示例，披露使用直流耦合和电容耦合的组合而将接地导线连接于引导件并且连接于罐的各种示例。应理解的是，接地导线的直流耦合连接件和电容耦

合连接件的这些和其它示例的任何组合可用于提供电容耦合通路，该电容耦合通路最终提供从屏蔽件至金属罐的 RF 接地。

[0208] 图 9A 示出可植入医疗系统 2300，其中引导件 2308 的屏蔽件在顶盖 2306 内接地至 IMD 2302 的金属罐 2304。引导件 2308 的近侧电极 2310 经由导线 2312 电连接于 IMD 2302。在此，在屏蔽件和金属罐 2304 之间提供直流耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2314 接触引导件 2308 并且与屏蔽件接触。可存在定位螺钉 2316，以进一步将引导件 2308 的近端在顶盖 2306 内保持就位。用作接地导体的导线 2318 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2314，并且从耦合件 2314 延伸至金属罐 2304，其中焊接件 2320 或其它结合件将导线 2318 保持于罐 2304。

[0209] 图 9B 示出可植入医疗系统 2330，其中引导件 2338 的屏蔽件在顶盖 2336 内接地至 IMD 2332 的金属罐 2334。引导件 2340 的近侧电极 2338 经由导线 2342 电连接于 IMD 2302。在此，在屏蔽件和金属罐 2334 之间提供直流耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2344 接触引导件 2338 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2346 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2344，并且从耦合件 2344 延伸至金属罐 2334，其中焊接件 2348 或其它结合件将导线 2346 保持于罐 2334。

[0210] 图 9C 示出可植入医疗系统 2350，其中引导件 2358 的屏蔽件在顶盖 2356 内接地至 IMD 2352 的金属罐 2354。引导件 2358 的近侧电极 2360 经由导线 2362 电连接于 IMD 2352。在此，在屏蔽件和金属罐 2354 之间提供电容耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2364 接触引导件 2358 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2366 通过将导线保持在耦合件 2364 附近的顶盖结构、而在顶盖 2356 内电容联接于耦合件 2364。导线 2366 从电容耦合件延伸至金属罐 2354，其中焊接件 2368 或其它结合件将导线 2366 附连于金属罐 2354。

[0211] 图 9D 示出可植入医疗系统 2370，其中引导件 2378 的屏蔽件在顶盖 2376 内接地至 IMD 2372 的金属罐 2374。引导件 2378 的近侧电极 2380 经由导线 2382 电连接于 IMD 2372。在此，在屏蔽件和金属罐 2374 之间提供电容耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2384 接触引导件 2378 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2386 通过将导线保持在耦合件 2384 附近的顶盖结构、而在顶盖 2376 内电容联接于耦合件 2384。导线 2386 从电容耦合件朝金属罐 2374 延伸，并且通过将导线保持在罐 2374 附近的顶盖结构、而在顶盖 2376 内电容联接于罐 2374。

[0212] 图 9E 示出可植入医疗系统 2390，其中引导件 2398 的屏蔽件在顶盖 2396 内接地至 IMD 2392 的金属罐 2394。引导件 2398 的近侧电极 2398 经由导线 2404 电连接于 IMD 2392。在此，在屏蔽件和金属罐 2394 之间提供电容耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2406 接触引导件 2398 并且与屏蔽件接触。诸如凸片 2408 之类的分路板或者用作接地导体的类似结构从耦合件 2406 朝罐 2394 延伸，并且通过将凸片 2408 保持在罐 2394 附近的顶盖结构而电容联接于顶盖 2396 内的罐 2394。

[0213] 图 9F 示出可植入医疗系统 2410，其中引导件 2418 的屏蔽件在顶盖 2416 内接地至 IMD 2412 的金属罐 2414。引导件 2418 的近侧电极 2420 经由导线 2422 电连接于 IMD 2412。在罐 2414 内，存在过滤器直通 (FFT) 电路 2424，以将导线 2422 电容联接于金属罐 2414，同时允许导线 2422 的连接件来刺激该电路。即使由于屏蔽件的存在而潜在地具有较小的噪

声,但用于电极 2420 的 FFT 电路 2424 保护 IMD 2412 不受由丝状线所拾取的电磁背景噪声的影响。

[0214] 在此,还经由 FFT 电路 2430 而在屏蔽件和金属罐 2414 之间提供电容耦合通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2426 接触引导件 2418 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2428 从耦合件 2426 朝罐 2414 延伸,并且端接在 FFT 电路 2430 处,以在屏蔽件和罐 2414 之间提供电容耦合。

[0215] 如图所示,用于屏蔽件的耦合件 2426 可以是引导件 2418 的现有电极,而该现有电极为引导件 2418 内的丝状线提供刺激信号。在该情形中,FFT 电路 2430 可既为丝状线又为屏蔽件提供与罐的电容耦合。在该情形中,理想的是将屏蔽件电容联接于耦合件 2426,从而相对较低频率的刺激信号不会存在于屏蔽件上,但屏蔽件上感应出的 RF 电流具有通至 FFT 电路 2430 的通路。例如,外部罩套可通过 0.5-5 密耳两极的间隔将屏蔽件与电极分离开,以允许发生 RF 耦合。作为既为屏蔽件又为丝状线而使用相同的耦合件和 FFT 电路的替代,屏蔽件可设有与引导件 2418 内的任何电极和丝状线独立的专用耦合件 2426 和专用 FFT 电路。

[0216] 对于图 9A-9F 所示的示例,披露使用直流耦合和电容耦合的组合而将接地导体在顶盖内连接于引导件并且连接于罐的各种示例。应理解的是,接地导体的直流耦合连接件和电容耦合连接件的这些和其它示例的任何组合可用于提供电容耦合通路,该电容耦合通路最终提供从顶盖内屏蔽件至金属罐的 RF 接地。例如,可在上文参见图 9F 所描述的与屏蔽件的联接的各种实施例的任一个实施例中提供电容耦合。

[0217] 图 10A 示出可植入医疗系统 2440,其中引导件 2448 的屏蔽件在顶盖 2448 外部接地至 IMD 2442 的金属罐 2444。在此,在屏蔽件和安装在顶盖 2446 的接地板 2454 之间提供接地通路。接地板与单独的电极相比提供相对较大的表面积,并且允许屏蔽件上所感应出的 RF 电流以与接地至罐 2444 相同的方式安全耗散。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2450 接触引导件 2448 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2452 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2450,并且从耦合件 2450 延伸至接地板 2454,其中焊接件或其它结合件将导线 2452 保持于接地板 2454。

[0218] 图 10B 示出可植入医疗系统 2460,其中引导件 2468 的屏蔽件在顶盖 2466 内接地至 IMD 2462 的金属罐 2464。在此,在屏蔽件和安装在顶盖 2466 的接地板 2474 之间也提供接地通路。诸如弹簧加载连接器或环状电极之类的耦合件 2470 接触引导件 2468 并且与屏蔽件接触。用作接地导体的导线 2472 通过焊接件或其它结合件附连于耦合件 2470,并且从耦合件 2470 延伸至接地板 2474,其中焊接件或其它结合件将导线 2472 保持于接地板 2474。

[0219] 图 10C 示出可植入医疗系统 2480,其中引导件 2488 的屏蔽件在顶盖 2486 内接地至 IMD 2482 的金属罐 2484。在此,在屏蔽件和连接器组 2492 之间提供接地通路,该连接器组具有相对较大的表面积并且还用作安装在顶盖 2486 上的接地板。在该示例中,连接器组 2492 是定位螺钉组,该定位螺钉组使用定位螺钉 2494 而将耦合件 2490 紧固抵靠在引导件 2488 上。诸如环状电极之类的耦合件 2490 接触引导件 2488 并且与屏蔽件接触。定位螺钉 2494 从耦合件 2490 中伸出并且通过连接器组 2492,并作用接地导体,以提供从屏蔽件至连接器组 2492 的接地通路。其它的导电特征也可存在于连接器组 2492 内,以接触耦合件

2490 并提供 RF 接地通路。

[0220] 对于图 10A-10C 所示的示例，披露将接地导线连接于引导件并且连接于接地板的各种示例。应理解的是，直流耦合连接件和电容耦合连接件的任何组合可用于通路，该通路最终提供从屏蔽件至接地板的 RF 接地。例如，可在如图 10A-10C 所示的并且在上文参见图 9F 所描述的与屏蔽件的联接的各种实施例的任一个实施例中提供电容耦合。类似地，电容耦合可存在于接地导体和接地板之间，该接地导体从耦合件延伸至屏蔽件。

[0221] 参见图 11-15E 所披露的实施例还提供了存在于可植入引导件内屏蔽件的射频(RF) 接地。屏蔽件能以各种方式、例如直接接地至沿着引导件本体的一个或多个位点处的组织。接地通路可以是直流通路或者电容联接的通路。用于接地的通路可在沿着引导件本体的一个或多个位点处使用暴露的或基本暴露的屏蔽件、在一个或多个位点处附连于引导件的金属导体、在一个或多个位点处有导电涂覆的罩套等等。

[0222] 图 11 示出可植入医疗系统 3100 的示例，该可植入医疗系统包括联接于引导件 3108 耦合的 IMD3102。IMD3102 包括金属罐 3104，该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 3102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 3106，该顶盖附连于金属罐 3104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 3106。顶盖 3106 提供一结构，该结构用于将引导件 3108 固定于 IMD 3102 并且用于在 IMD3102 的电路和引导件 3108 的电极之间建立电连接。

[0223] 引导件 3108 在远端处具有电极 3106，这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件还在近端上包括连接器环 3110，而该连接器环定位在顶盖 3106 内。连接器环 3110 在顶盖内与电连接件 3111 进行物理接触。电连接件 3111 可包括金属触件，连接器环 3110 在插到顶盖 3106 中时抵靠在该金属触件上，在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 3104 中。由 IMD 3102 施加于连接器环 3110 的信号通过引导件 3108 传导至电极 3116，从而为患者提供刺激治疗。

[0224] 引导件 3108 例如通过顶盖 3106 内的定位螺钉组 3112 而固定在顶盖 3106 中，该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 3114 紧固抵靠于电极 3110 中的至少一个。在引导件 3108 就位的情形下，引导件 3108 的屏蔽件 3118 则可变为从 IMD 3102 沿着引导件的长度向下的一个或多个位点接地至本体。

[0225] 图 12A 和 12B 示出引导件 3108 的一个示例，其中存在有屏蔽件 3118。为了说明屏蔽件 3120，在图 12A 中透明地示出外部罩套层 3118。屏蔽件 3118 将由于与存在于引导件 3108 内导电丝状线 3124 直接耦合而产生的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 3124 延伸有引导件的长度并且将近侧的电极 3110 与远侧的电极 3116 互连起来，使得刺激信号从引导件 3108 的近端传导至远端。

[0226] 如图 12A 所示，该示例的屏蔽件 3118 是编织金属线。该金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是，使用生物相容金属来用于屏蔽件 3118，尤其是对于为了接地而暴露屏蔽件 3118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 3118 示作编织线，但可选择其它屏蔽件构造，尤其是在柔韧性不是问题的情形下，例如以交迭方式卷绕于引导件 3108 的箔带或者很大程度地涂覆有导电颗粒的外层 3120。

[0227] 如图 12B 所示，屏蔽件 3118 可嵌在引导件 3108 的罩套内。使引导件 3108 构造有

屏蔽件 3118 的一个方式是提供内部罩套 3122, 该内部罩套封闭有丝状线 3124 和任何附加的绝缘层 3126, 例如是可围绕每根丝状线 3124 的聚四氟乙烯 (PTFE) 制的绝缘层。屏蔽件 3118 则可留存在内部罩套 3122 的外部上, 而外部罩套 3120 则可将屏蔽件 3118 封闭。外部罩套 3120 可增添在编织线 3118 之上, 或者可压出编织线之上。

[0228] 对于希望使 RF 屏蔽件 3118 与组织耦合的实施例来说, 通常例如电容耦合, 该电容耦合作为在 IMD 的罐处进行接地的替代或者作为在罐处进行接地的附加, 外部罩套层 3120 覆盖屏蔽件 3118 的量会相对较薄, 例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 3118 经由直流耦合或电容耦合而在沿其长度的一个或多个特定位置处进行接地的情形下, 屏蔽件 3118 可定位成离引导件 3108 的外表面更远, 而引导件的附加特征在一个或多个特定位置提供下文所述的耦合件。

[0229] 内部和外部罩套 3122、3120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成, 而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 3128 可包括在内部罩套 3122 内部, 且所绝缘的丝状线 3124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩套 3122 周围。尤其是对于经皮引导件 3128 来说, 内腔 3108 会是有用的, 以允许插入管心针, 从而将引导件 3108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0230] 图 12C 示出在沿着引导件 3108 的特定位点处暴露屏蔽件 3118、以对屏蔽件 3118 进行接地的一个示例。在该示例中, 已在沿引导件 3108 的在远端远侧的第一点处移除罩套的外层 3120, 以暴露屏蔽件 3118 和内部罩套 3122。例如, 准分子激光器可用于消融外层 3120。然后, 可在屏蔽件 3118 和组织之间或者在屏蔽件 3118 和附连于引导件的电极之间建立物理接触。

[0231] 图 12D 示出提供通路以对屏蔽件 3118 进行接地的另一示例。在此, 金属导体、特定的是环状电极 3130 附连在沿着引导件 3108 而在远端远侧的第一点处, 以提供与组织的稳固物理连接, 同时避免如果屏蔽件 3118 直接暴露时会发生的组织生长。根据该实施例, 屏蔽件 3118 与电极 3130 的耦合可以是直流耦合或电容耦合, 或者提供用于使 RF 电流通至地面的通路。可通过诸如压接、夹持、焊接之类的方法来附连环状电极 3130。

[0232] 图 12E 示出在沿着引导件 3108 的特定位点处基本暴露屏蔽件 3118、以对屏蔽件 3118 进行接地的一个示例。在该示例中, 已在沿引导件 3108 的在远端远侧的第一点处移除罩套的外层 3120, 以基本暴露屏蔽件 3118 和内部罩套 3122。仅仅剩下外层 3120 的在约 0.5–5 密耳量级上的极薄层 3120'。避免屏蔽件 3118 和组织之间的物理接触, 从而不会发生组织生长, 且屏蔽件 3118 与组织电容地耦合, 以提供与地面的 RF 通路。

[0233] 图 12F 示出屏蔽件 3118 在沿着引导件的多个位点 3202 处暴露或基本暴露的示例。在这些位点 3202 处, 外层 3120 已被至少部分地消融或以其它方式移除, 以紧邻于身体组织来放置屏蔽件 3118, 从而建立与地面的 RF 通路。在屏蔽件 3118 暴露的情形下, RF 通路是与组织的直流耦合。在屏蔽件 3118 基本暴露的情形下, RF 通路是与组织的电容耦合。

[0234] 在与地面的 RF 通路存在多个位点的情形下, 使多个位点特定地隔开。一个位点与相邻位点之间的最近边缘和最近边缘的距离通过边缘 3204 与边缘 3206 的距离而示出。在移除外层的情形下, 对于包括那些位点的区域来说, 引导件的柔性度和强度改变, 且从边缘 3204 至边缘 3206 的该距离可用于控制该柔性度和强度。

[0235] 在与地面的 RF 通路的多个位点是直流耦合的情形下, 另一个考虑是通过存在于

磁共振 (MR) 扫描中的梯度磁场所感应出的电流。如果直流耦合的最近点和最远点隔开得过远，则磁梯度可通过屏蔽件感应出危险的电流，并且在沿着引导件的那些接地点处产生对于组织的显著刺激。因此，将最近边缘与最近边缘的间隔选定成落在 2 毫米 (mm) 或更大的说明性范围内，且将最近边缘与最远边缘、例如边缘 3204 与边缘 3208 的间隔选定成落在约 40 厘米 (cm) 或更小的范围内，这可允许引导件在一定区域中的柔性度，同时如果屏蔽件在位点 3202 暴露的话保持较小环路，以防止产生较大的磁梯度感生电流。

[0236] 图 12G 示出对屏蔽件 3118 进行联接的示例，以在沿着引导件的多个位点 3210 处利用诸如环 3130 之类的多个金属导体进行接地。在这些位点 3202 处，外层 3120 已被至少部分地消融或以其它方式移除，以紧邻于金属导体 3130 来放置屏蔽件 3118，从而通过金属导体 3130 建立与地面的 RF 通路。在屏蔽件 3118 暴露于金属导体 3130 的情形下，RF 通路是与组织的直流耦合。在屏蔽件 3118 基本暴露于金属导体 3130 的情形下，RF 通路是与组织的电容耦合。

[0237] 如图 12F 的示例所示，在与地面的 RF 通路存在多个位点的情形下，使多个位点特定地隔开。一个位点与相邻位点之间的最近边缘和最近边缘的距离通过边缘 3212 与边缘 3214 的距离而示出。对于包括那些位点的区域来说，引导件的柔性度和强度改变，而金属导体 3130 将该区域中的弯曲限制成基本上与引导件在金属导体 3130 之间的那些部段相对应。因此，在一个示例中，最近边缘与最近边缘的距离可维持于 2mm 或接地环长度的 50% 或者维持在 2mm 或接地环长度的 50% 左右，从而维持引导件的柔性度。

[0238] 此外，在屏蔽件 3118 与金属导体直流耦合的情形下，由于金属导体 3130 具有与组织的直流耦合，因而磁梯度感生电流是所关心的。在该情形中，最近边缘与最远边缘的间隔可保持在一定范围内，该范围防止产生较大的环路并且避免产生较大的磁感应梯度电流。在该特定示例中，最近边缘与最远边缘的距离、例如从边缘 3212 至边缘 3216 的距离可维持在大约 40cm 或大约 40cm 之下，使得磁梯度感生电流是无关紧要的。

[0239] 图 12H 示出引导件 3108 在特定位点处的横截面，其中外部罩套 3120 已被消融或以其它方式被移除。在该示例中，位于该特定位点处的引导件 3108 包括与屏蔽件 3118 进行直流耦合的金属导体 3130。已移除罩套的外层 3120，以允许金属导体 3130、即如图所示的接地环卷绕于引导件并且与屏蔽件 3118 接触。丝状线可存在与内部罩套 3122 内或者如图所示的其它内层内，或者存在于由内部罩套 3122 的内壁或者如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0240] 图 12I 示出引导件 3108 在特定位点处的横截面，其中外部罩套 3120 已被消融或以其它方式被移除。在该示例中，位于该特定位点处的引导件 3108 具有屏蔽件 3118，该屏蔽件 3118 暴露于组织，用以通过弯曲移除外层 3120 而进行直流耦合。丝状线可存在与内部罩套 3122 内或者如图所示的其它内层内，或者存在于由内部罩套 3122 的内壁或者如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0241] 图 12J 示出引导件 3108 在特定位点处的横截面，其中外部罩套 3120 的一部分已被消融或以其它方式被移除。在该示例中，位于该特定位点处的引导件 3108 包括与屏蔽件 3118 进行电容耦合的金属导体 3130。已部分地移除罩套的外层 3120，且剩余的厚度是约 0.5 密耳至 5 密耳，以基本暴露屏蔽件 3118。这允许金属导体 3130、即如图所示的接地环卷绕于引导件，并且以 RF 频率与屏蔽件 3118 进行电容耦合。丝状线可存在与内部罩套 3122

内或者如图所示的其它内层内,或者存在于由内部罩套 3122 的内壁或者如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0242] 图 12K 示出引导件 3108 在特定位点处的横截面,其中外部罩套 3120 的一部分已被消融或以其它方式被移除。已部分地移除罩套的外层 3120,且剩余的厚度是约 0.5 密耳至 5 密耳,以基本暴露屏蔽件 3118。屏蔽件 3118 以 RF 频率与组织进行电容耦合。丝状线可存在与内部罩套 3122 内或者如图所示的其它内层内,或者存在于由内部罩套 3122 的内壁或者如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0243] 图 13A 示出环状电极 3220 的示例,该环状电极 3220 可附连于引导件 3108,以形成从屏蔽件 3118 与地面的 RF 通路。该环状电极可由铂、铂铱、钛、钽、不锈钢或其它类似的生物相容金属所构成。该环状电极 3220 可具有间隙 3222。环状电极 3220 可弹开,以在罩套已被消融的特定位点处装配在引导件周围,且环状电极 3220 卡回成紧固的配合构造。作为另一示例,环状电极 3220 可以是平坦的,然后绕引导件卷绕成环形。在一些示例中,间隙 3222 在卡接时可关闭,而在其它实施例中,可一定程度地保持该间隙 3222。

[0244] 图 13B 示出另一环状电极 3224 的示例,该环状电极 3220 可附连于引导件 3108,以形成从屏蔽件 3118 与地面的 RF 通路。环状电极 3224 包括凸片 3226,该凸片 3226 远离引导件延伸,以提供进入组织的附加表面积和延伸,用以延长屏蔽件 3118 的接地。环状电极 3220 可弹开,以在罩套已被消融的特定位点处装配在引导件周围,且环状电极 3220 被压回成紧固的配合构造。如同前述示例,环状电极 3224 可以是平坦的,然后绕引导件卷绕成环形,同保持作为凸片 3226 的平坦部分。

[0245] 图 13C 示出另一环状电极 3228 的示例,该环状电极 3220 可附连于引导件 3108,以形成从屏蔽件 3118 与地面的 RF 通路。环状电极 3228 形成为螺旋形。环状电极 3228 可弹开,以在罩套已被消融的特定位点处装配在引导件周围,且环状电极 3228 被压回成紧固的配合螺旋构造。如同前述示例,环状电极 3228 可以是平坦的,然后绕引导件卷绕成螺旋环形。

[0246] 图 13D 示出环状电极 3230 的示例,该环状电极 3220 可附连于引导件 3108,以形成从屏蔽件 3118 与地面的 RF 通路。该环状电极 3230 具有外侧 3234 和内侧 3236,该外侧背向屏蔽件 3118,而内侧面朝屏蔽件 3118 并且可直接接触屏蔽件 3118。在该示例中,外侧 3234 具有非导电涂层 3232,而该非导电涂层施加成使得外侧 3234 并不具有与组织的直流耦合。非导电涂层可具有各种类型,例如聚氨酯、硅酮或者其它生物相容聚合物。

[0247] 内侧 3236 可具有与屏蔽件的直流耦合或电容耦合。在多个环状电极 3230 在引导件上就位的情形下,处于相对较低频率的磁梯度感生电流并非是个问题,这是由于非导电涂层 3232 防止相对较低频率的感生电流流至组织。因此,相邻电极之间的距离并不由所述感生电流所限制。同时,高频 RF 感生电流通过由非导电涂层 3232 所提供的电容耦合而接地至组织。

[0248] 图 13E 示出环状电极 3240 的示例,该环状电极 3220 可附连于引导件 3108,以形成从屏蔽件 3118 与地面的 RF 通路。该环状电极 3240 具有外侧 3242 和内侧 3244,该外侧背向屏蔽件 3118,而内侧面朝屏蔽件 3118 并且可直接接触屏蔽件 3118。在该示例中,内侧 3244 具有非导电涂层 3246,而该非导电涂层施加成使得内侧 3244 并不具有与屏蔽件 3118 的直流耦合,即使屏蔽件 3118 完全暴露于环状电极 3240 仍如此。非导电涂层 3246 可具有

上文在前述示例中所描述的各种类型。

[0249] 外侧 3242 可具有与组织的直流耦合。在多个环状电极 3230 在引导件上就位的情形下，磁梯度感生电流并非是个问题，这是由于非导电涂层防止相对较低频率的感生电流从屏蔽件 3118 流至环状电极 3240。因此，相邻电极之间的距离并不由所述感生电流所限制。同时，高频 RF 感生电流通过由非导电涂层 3246 所提供的电容耦合而通过环状电极 3240 接地至组织。

[0250] 图 13F 示出环状电极 3250 的示例，该环状电极 3250 可附连于引导件 3108，以形成从屏蔽件 3118 与地面的 RF 通路。该环状电极 3250 具有外侧 3252 和内侧 3254，该外侧背向屏蔽件 3118 并且可直接接触组织，而内侧面朝屏蔽件 3118 并且可直接接触屏蔽件 3118。在该示例中，内侧 3254 和外侧 3252 都具有所施加的非导电涂层 3256。即使屏蔽件完全暴露于环状电极 3250，但内侧 3250 仍不具有与屏蔽件 3118 的直流耦合。外侧 3252 即使与组织进行物理接触、但仍不具有与组织的直流耦合。非导电涂层 3256 可具有上文在前述示例中所描述的各种类型。

[0251] 在多个环状电极 3250 在引导件上就位的情形下，磁梯度感生电流并非是个问题，这是由于非导电涂层防止相对较低频率的感生电流从屏蔽件 3118 流至环状电极 3240。因此，相邻电极之间的距离并不由所述感生电流所限制。同时，高频 RF 感生电流通过由非导电涂层 3256 所提供的环状电极 3250 每一侧上的电容耦合而通过环状电极 3250 接地至组织。

[0252] 虽然图 13A-13F 所示的各示例示出各种形状的环状电极，但应理解的是各种其它形状也可适用于附连于引导件、以提供 RF 接地通路的金属导体。此外，虽然图 13D-13F 示出具有非导电涂层的特定的环状电极形状，但应理解的是，非导电涂层可适用于包括图 13A-13C 所示构造的金属导体构造的任何一种构造的一侧或两侧。

[0253] 图 14A 示出引导件 3260 的剖视图，该引导件 3260 包括围绕屏蔽件 3262 的外部罩套层 3266 和内部罩套层 3264。外部罩套层 3266 在沿着引导件长度的特定位点处、涂覆有导电颗粒 3268。这些导电颗粒 3268 为外部罩套层 3266 提供 RF 导电特性。因此，RF 能量通过所涂覆的外部罩套层 3266 从屏蔽件 3262 与组织进行耦合。导电颗粒的示例包括碳、钽、钛、铂、铂铱以及其它生物相容的导电物质。丝状线可存在与内部罩套 3264 内或者如图所示的其它内层内，或者存在于由内部罩套 3264 的内壁或者类似于如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0254] 图 14B 示出具有沿引导件的多个位点 3272 的引导件 3260，其中导电颗粒 3268 存在于外层 3266 内。涂覆的外层 3266 暴露，以从外层 3266 至组织产生与地面的 RF 通路。

[0255] 图 14C 示出引导件 3260 的剖视图，其中围绕屏蔽件 3262 的外部罩套层 3266 已经由消融或其它技术而移除，以暴露屏蔽件 3262 和内部罩套层 3264。在此，内部罩套层 3264 在沿着引导件长度的、已移除外层 3266 的特定位点处涂覆有导电颗粒 3268。这些导电颗粒 3268 为内部罩套层 3264 的存在有屏蔽件 3262 的外部提供 RF 导电特性。因此，RF 能量通过涂覆的罩套层 3264 从屏蔽件 3262 耦合于组织。丝状线可存在与内部罩套 3264 内或者如图所示的其它内层内，或者存在于由内部罩套 3264 的内壁或者类似于如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0256] 图 14D 示出具有沿引导件的多个位点 3274 的引导件 3260，其中导电颗粒 3268 存

在于内层 3264 内。外层 3266 在这些位点 3274 处移除，以暴露涂覆的内层 3264，并且从内层 3264 至组织产生与地面上的 RF 通路。

[0257] 图 15A 和 15B 示出可植入医疗引导件 3108 的一个示例，其中附连有引导锚定件 3280。在该示例中，引导锚定件 3280 是用于组织的 RF 导体，以提供用于屏蔽件 3118 的接地通路。在该特定示例中，引导件 3108 包括环状电极 3130，该环状电极经由直流耦合或电容耦合而与屏蔽件 3118 进行耦合。引导锚定件 3280 由金属或其它导体构成，或者至少具有导电的并且与环状电极 3130 和组织直接接触或者基本接触的一部分，从而以 RF 频率对屏蔽件 3118 进行接地。该接地通路经由引导锚定件 3280 的传统安装件而相对于引导件本体固定就位，并且通过相对于组织缝合就位的翼片 3282 而固定就位。丝状线可存在于内部罩套内或者如图所示的其它内层内，或者存在于由内部罩套的内壁或者类似于如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0258] 图 15C 和 15D 示出可植入医疗引导件 3108 的一个示例，其中附连有引导锚定件 3280。在该示例中，引导锚定件 3280 是用于组织的 RF 导体，以提供用于屏蔽件 3118 的接地通路。在该特定示例中，引导件 3108 并不具有与屏蔽件 3118 耦合的环状电极 3130。然而，如图 15D 所示，引导锚定件具有抓持齿部 3284，该抓持齿部沉到罩套的外层中并且与屏蔽件 3118 直接接触或基本接触。丝状线可存在于内部罩套内或者如图所示的其它内层内，或者存在于由内部罩套的内壁或者类似于如图 12B 所示的任何其它内层所产生的空腔内。

[0259] 与屏蔽件 3118 直接接触产生直流耦合 RF 通路，而与屏蔽件 3118 基本接触产生电容耦合的 RF 通路。如同前述示例，引导锚定件 3280 由金属或其它导体构成，或者至少具有导电的并且与组织接触或者基本接触的一部分，从而以 RF 频率对屏蔽件 3118 进行接地。该接地通路经由引导锚定件的传统安装件而相对于引导件本体固定就位，并且通过相对于组织缝合就位的翼片 3282 而固定就位。

[0260] 在这些实施例中，锚定件可在不存在齿部或环的条件下与屏蔽件 3118 电容耦合，而在屏蔽件于外层 3120 内的深度相对较小时尤为如此。例如，对于屏蔽件 3118 的深度具有约 5 密耳或更小的情形，锚定件可留存在外层 3120 上并且与屏蔽件 3118 电容耦合，以提供与地面上的 RF 通路。

[0261] 图 15E 示出可植入医疗引导件 3108 的一个示例，其中附连有引导锚定件 3290。在该示例中，引导锚定件 3290 是用于组织的 RF 导体，以提供用于屏蔽件 3118 的接地通路。然而，在该特定示例中，引导锚定件 3290 通过使用非导电外部材料或涂层 3292 来与组织接触、而提供与地面上的电容耦合。引导锚定件 3290 可具有与屏蔽件 3118 或者环状电极 3130（如果存在的话）的直流耦合或电容耦合。例如在沿引导件 3108 的其它位点处存在其它屏蔽件电极的情形下，与组织的电容耦合防止引导锚定件 3290 变为磁梯度感生电流的电极。

[0262] 如图 15A-15E 所示，考虑到锚定件的通常安装位置位于 RF 磁场强度变化的位点处，因而使用锚定件来提供与地面上的 RF 通路也会是有用的。例如，在引导件 3108 用于脑刺激的情形下，锚定件可定位在颅骨的进入孔附近。磁场强度从进入孔的一侧至另一侧会是变化的，且经由进入孔附近的锚定件来提供与地面上的 RF 通路可有助于在进入孔外部耗散屏蔽件 3118 所接收的能量，以防止该能量通过屏蔽件 3118 并通过进入孔而朝向更接近刺激电极的屏蔽件端子行进。

[0263] 参见图 16-15E 所披露的实施例还提供了用于对可植入医疗引导件和可植入引导件延伸部进行屏蔽的示例。两个屏蔽件与射频 (RF) 导电通路互连, 以沿可植入医疗装置 (IMD) 和刺激位点之间的长度、维持屏蔽的连续性。

[0264] 图 16 示出可植入医疗系统 4100 的示例, 该可植入医疗系统包括联接于引导件 4108 的 IMD 4102。IMD 4102 包括金属罐 4104, 该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 4102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 4106, 该顶盖附连于金属罐 4104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 4106。顶盖 4106 提供一结构, 该结构用于将引导件延伸部 4142 固定于 IMD 4102 并且用于在 IMD 4102 的电路和引导件延伸部 4142 位于远侧外壳 4140 中的远侧电极之间建立电连接。

[0265] 延伸部 4142 还在近端上包括环状连接器 4110, 而该环状连接器定位在顶盖 4106 内。环状连接器 4110 在顶盖内与电连接件进行物理接触。电连接件可包括金属触件, 环状连接器 4110 在插到顶盖 4106 中时抵靠在该金属触件上, 在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 4104 中。由 IMD 4102 施加于环状连接器 4110 的信号通过延伸部 4142 传导至外壳 4140 内的连接器, 从而为引导件 4108 提供刺激信号。延伸部 4142 例如通过顶盖 4106 内的定位螺钉组 4112 而固定在顶盖 4106 中, 该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 4114 紧固抵靠于环状连接器 4110 中的至少一个。

[0266] 引导件 4108 在远端处具有电极 4116, 这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件 4108 还在近端上包括环状连接器, 而该环状连接器定位在外壳 4140 内。环状连接器 4140 在外壳 4140 内与电连接件进行物理接触。电连接件可包括诸如加利福尼亚州的富特牧场的巴塞尔工程公司 (Bal Seal Engineering, Inc.) 的 Bal Seal ® 连接器之类的金属触件、另一弹簧加载的连接器或者定位螺钉组, 而电极在插到外壳 4140 中时抵靠于该定位螺钉组。导线从外壳 4140 的金属触件延伸到延伸部 4142 中, 以与延伸部 4142 的丝状线连接。由 IMD 4102 施加于环状连接器 4110 的信号通过延伸部 4142 和引导件 4108 传导至电极 4116, 从而为患者提供刺激治疗。

[0267] 引导件 4108 例如通过外壳 4140 内的定位螺钉组而固定在外壳 4140 中, 该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉紧固抵靠于电极中的至少一个。存在下文参见图 17A-17 所描述的延伸部的屏蔽件 4144 和引导件 4108 的屏蔽件 4118, 以防止在丝状线上感生出 RF 电流。屏蔽件 4118、4144 可在图 16 所示的 IMD 4102 处或者在沿着延伸部 4142 和 / 或引导件 4108 所建立的各个接地点处进行接地。作为另一个选择, 延伸部 4142 的屏蔽件 4144 和 / 或引导件 4108 的屏蔽件 4118 可在离开表面较小距离处位于延伸部 4142 或引导件 4108 内, 使得屏蔽件 4118、4144 会沿引导件的长度有效地电容联接于组织, 以在该长度上将能量耗散给组织。在这些情形的任一情形中, 可如本文所述在屏蔽件 4118 和 4144 之间维持连续性。

[0268] 图 17A-17G 示出延伸部 4142 和引导件 4108 的示例, 其中存在有屏蔽件 4118、4144。通过外壳 4140 中位于延伸部 4142 远端处的开口 4146 插入引导件 4108。为了说明屏蔽件 4118、4144, 在图 17A 中透明地示出用于引导件 4108 和延伸部 4142 的外部罩套层 4120、4141。屏蔽件 4118、4144 将由于与存在于引导件 4108 和延伸部 4142 内的导电丝状线直接耦合而产生的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 4116 延伸有延伸部 4142 和引

导件 4408 的长度并且将延伸部 4142 的近侧连接器环 4110 与引导件 4108 的远侧电极 4116 互连起来,使得刺激信号被传导至刺激位点。

[0269] 如图 17A 所示,该示例的屏蔽件 4118、4114 是编织金属线。该金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是,使用生物相容金属来用于屏蔽件 4118、4144,尤其是对于为了接地而暴露屏蔽件 4118、4144 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 4118 示作编织线,但可选择其它屏蔽件构造,尤其是在柔性度不是问题的情形下,例如以交迭方式卷绕于引导件 4108 的箔带或者大量涂覆有导电颗粒的外层 4120。

[0270] 图 17A 示出存在于外壳 4140 上的定位螺钉组 4143。定位螺钉组 4143 可用于将引导件 4108 的近端在外壳 4140 的开口 4146 内固定就位,其中定位螺钉紧固抵靠于引导件 4108 上的连接器环。还可使用将引导件 4108 固定在外壳 4140 内的其它方式。

[0271] 图 17B 通过屏蔽连接器 4132 与屏蔽电极 4130 的耦合件所剖取的横截面来示出引导件 4108 与外壳 4140 的耦合件。引导件 4108 的屏蔽件 4118 可嵌在引导件 4108 的罩套内。使引导件 4108 构造有屏蔽件 4118 的一个方式是提供内部罩套 4122,该内部罩套封闭有丝状线 4124 和任何附加的绝缘层 4126,例如是可围绕每根丝状线 4124 的聚四氟乙烯(PTFE)制的绝缘层。屏蔽件 4118 则可留存在内部罩套 4122 的外部上,而外部罩套 4120 则可将屏蔽件 4118 封闭。外部罩套 4120 可增添在编织线 4118 之上,或者可压出编织线之上。

[0272] 对于希望使 RF 屏蔽件 4118 与组织耦合的实施例来说,通常例如电容耦合,该电容耦合作为在 IMD 的罐处或在其它位置处进行接地的替代或者附加,且外部罩套层 4120 覆盖屏蔽件 4118 的量会相对较薄,例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 4118 于 IMD 的罐处接地、并且经由电容耦合通过外部罩套 4120 从屏蔽件直接与组织的接地较不重要的情形下,则屏蔽件 4118 可定位成离引导件 4108 的外表面更远。

[0273] 内部和外部罩套 4122、4120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成,而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 4128 可包括在内部罩套 4122 内部,且所绝缘的丝状线 4124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩盖 3122 周围。尤其是对于经皮引导件 4128 来说,内腔 4108 会是有用的,以允许插入管心针,从而将引导件 4108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0274] 为了为屏蔽件 4118 提供稳固的连接,诸如电极环之类的屏蔽件电极 4130 可卷绕在外层 4120 周围,以接触屏蔽件 4118 并且提供与屏蔽件 4118 的直流耦合。屏蔽件之间的直流耦合避免从延伸部 4142 至引导件 4108、在屏蔽的特征阻抗上产生较大变化。避免特征阻抗上的变化可减小在屏蔽件 4118 内发生的 RF 反射程度,这还可减小会经由刺激电极而发生的 RF 加热的量。

[0275] 外壳 4140 包括屏蔽连接器 4132,例如定位螺钉组、Bal Seal® 连接器或者另一弹簧加载的连接器。该实施例的屏蔽连接器 4132 封闭在外壳层 4134 内,并且与引导件 4108 的屏蔽电极 4130 接触。外壳层 4134 可由诸如聚氨酯、聚砜、尼龙、硅酮以及聚醚醚酮(PEEK)之类的各种非导电材料所构成,并且与由 IMD 4102 的顶盖 4106 所提供的结构类似而提供相对刚性的结构。

[0276] 在该实施例中,屏蔽跨接线 4136 包括在外壳层 4134 内。屏蔽跨接线 4136 与屏蔽连接器 4132 接触,并且从屏蔽连接器 4132 延伸到外壳层 4134 中,并向近侧延伸至延伸部

4142 内的屏蔽件 4144。屏蔽跨接线 4136 能焊接、压接或以其它方式附连于屏蔽导体 4132 和屏蔽件 4144。

[0277] 图 17C 示出与图 17B 所示示例类似的示例。引导件 4108 以相同方式构造。然而，外壳 4140 使用不同的构造。在外壳 4140 中，存在外壳屏蔽件 4138，且该外壳屏蔽件延伸至屏蔽导体 4132，在此外壳屏蔽件 4138 与屏蔽连接器 4132 接触。无需跨接线，这是由于外壳屏蔽件 4138 建立从屏蔽连接器 4132 至存在于延伸部 4142 内的屏蔽件 4144 的屏蔽连续性。

[0278] 外壳屏蔽件 4138 能以各种方式粘附于屏蔽连接器 4132。例如，外壳屏蔽件 4132 能焊接或压接至屏蔽连接器 4132，以提供直流耦合。在一些实施例中，屏蔽连接器 4132 相对于外壳 4140 的刺激连接器位于远侧。在那些情形中，使外壳屏蔽件 4138 通过外壳 4140 延伸至屏蔽连接器 4132 提供对于 RF 感生电流的附加屏蔽防护。

[0279] 图 17D 利用通过用于包括屏蔽跨接线 4136 的外壳 4140 的实施例的刺激电极耦合的剖视图、来示出引导件 4108 与外壳 4140 的耦合。引导件 4108 包括刺激连接器 4150 和刺激导线 4156，该刺激导线将丝状线 4124 与刺激连接器 4150 互连起来。外壳 4140 包括刺激连接器 4152，该刺激连接器与刺激连接器 4150 接触，以形成直流耦合。外壳 4140 的刺激跨接线 4154 与刺激连接器 4152 接触，并且沿近侧方向通过外壳层 4134 延伸至延伸部 4142 内的相对应丝状线。

[0280] 如图 17D 所示，屏蔽跨接线 4136 和刺激跨接线 4154 都存在于外壳层 4134 内。将屏蔽跨接线和刺激跨接线之间的间隔设定成：避免将由屏蔽件 4118、4144 所捕获的大量 RF 能量从屏蔽跨接线 4136 传送至刺激跨接线 4154。例如，该间隔可以在 0.1 毫米 (mm) 至 2.0mm 的范围内，其中外壳层 4134 由聚氨酯、聚砜、尼龙以及 PEEK 所构成或者具有在约 2 和 10 之间的介电特性。

[0281] 图 17E 利用通过用于包括延伸通过外壳 4140 的外壳屏蔽件 4138 的外壳 4140 的实施例的刺激连接器耦合的剖视图、来示出引导件 4108 与外壳 4140 的耦合。引导件 4108 包括刺激连接器 4150 和刺激跨接线 4156，该刺激跨接线将丝状线 4124 与刺激连接器 4150 互连起来。外壳 4140 包括刺激连接器 4152，该刺激连接器与刺激连接器 4150 接触，以形成直流耦合。外壳 4140 的刺激跨接线 4154 与刺激连接器 4152 接触，并且沿近侧方向延伸至延伸部 4142 内的相对应丝状线。

[0282] 如图 17E 所示，外壳屏蔽件 4138 和刺激跨接线 4154 存在于外壳材料的不同层内。刺激跨接线 4154 存在于外壳内层 4162 内，而外壳屏蔽件 4138 存在于外壳内层 4162 周围。外壳外层 4160 围绕外壳屏蔽件 4138 和外壳内层 4162。外壳内层 4162 和外壳外层 4160 可由例如上文为了外壳层 4134 而描述的各种非导电材料所构成，且这些层 4160、4162 可具有相同的或不同的非导电材料。类似于上文所述将刺激跨接线 4154 和外壳屏蔽件 4138 之间的间隔设定成：避免将由屏蔽件 4118、4144 所捕获的大量 RF 能量从外壳屏蔽件 4138 传递至刺激跨接线 4154。

[0283] 图 17F 示出外壳 4140 的一实施例，其中存在有屏蔽跨接线 4136。屏蔽跨接线 4136 具有附连于屏蔽连接器 4132 的诸如焊接件或压接件之类的附连点 4172，且屏蔽电极 4130 座落在该屏蔽连接器 4132 处。屏蔽跨接线 4136 具有附连于延伸部 4142 的屏蔽件 4144 的诸如焊接件或压接件之类的另一附连点 4184。

[0284] 刺激跨接线 4154、4182 具有附连于刺激连接器 4152 的诸如焊接件或压接件之类的附连点 4174、4178，且刺激电极 4150、4176 座落在该刺激连接器 4152 处。为了清楚起见而仅仅示出两个刺激跨接线 4154、4182，但应理解的是，任何数量的刺激连接器和相对应刺激跨接线可存在于外壳 4140 内。如图所示，在屏蔽跨接线 4136 和刺激跨接线 4154、4182 之间提供间隔，以避免将 RF 能量传送至刺激跨接线 4154、4182。

[0285] 图 17F 示出外壳 4140 的一实施例，其中存在有外壳屏蔽件 4138。外壳屏蔽件 4138 具有附连于屏蔽连接器 4132 的诸如焊接件或压接件之类的附连点 4186，且屏蔽电极 4130 座落在该屏蔽连接器 4132 处。外壳屏蔽件 4138 通过外壳外层 4160 连续，同时围绕外壳内层 4162。外壳屏蔽件 4138 在到达外壳 4140 与延伸部 4142 的本体的连结部时、过渡至延伸部屏蔽件 4144。在其它实施例中，外壳屏蔽件 4138 可经由焊接件或压接件附连于屏蔽件 4144，而不是作为屏蔽件 4144 而过渡到延伸部 4142 的本体中。

[0286] 刺激跨接线 4154、4182 具有附连于刺激连接器 4152 的附连点 4174、4178，且刺激电极 4150、4176 座落在该刺激连接器 4152 处。如图所示，在外壳屏蔽件 4138 和刺激跨接线 4154、4182 之间提供间隔，以避免将 RF 能量传送至刺激跨接线 4154、4182。

[0287] 参见图 18-29 所披露的实施例提供射频 (RF) 屏蔽件的端接，而该射频屏蔽件存在于用于可植入医疗装置 (IMD) 的可植入医疗引导件内。屏蔽件能以各种方式端接，例如通过在与绝缘延伸部的平接、嵌接或搭接的边缘处进行端接来实现。此外，屏蔽件端接可包括如下特征：例如附连在绝缘部内屏蔽件端接点处的环、具有折叠端部的屏蔽导线或者绝缘层之间的倒刺。

[0288] 图 18 示出可植入医疗系统 5100 的示例，该可植入医疗系统包括联接于引导件 5108 的 IMD 5102。IMD 5102 包括金属罐 5104，该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 5102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 5106，该顶盖附连于金属罐 5104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 5106。顶盖 5106 提供一结构，该结构用于将引导件 5108 固定于 IMD 5102 并且用于在 IMD 5102 的电路和引导件 5108 的电极之间建立电连接。

[0289] 引导件 5108 在远端处具有电极 5116，这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件还在近端上包括连接器环 5110，而该连接器环定位在顶盖 5106 内。连接器环 5110 在顶盖内与电连接件 5111 进行物理接触。电连接件 5111 可包括金属触件，连接器环 5110 在插到顶盖 5106 中时抵靠在该金属触件上，在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 5104 中。由 IMD 5102 施加于连接器环 5110 的信号通过引导件 5108 传导至电极 5116，从而为患者提供刺激治疗。

[0290] 引导件 5108 例如通过顶盖 5106 内的定位螺钉组 5112 而固定在顶盖 5106 中，该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 5114 紧固抵靠于连接器环 5110 中的至少一个。如图 19A 和 19B 所示的屏蔽件 5118 能经由接线环从 IMD 5102、沿引导件长度向下的一个或多个位点接线至身体，和 / 或屏蔽件 5118 能接线在图 18 所示的 IMD 5102 的罐 5104 处。作为另一个选择，屏蔽件 5118 可在离开表面较小距离处位于引导件 5108 内，使得屏蔽件 5118 会沿引导件的长度有效地电容联接于组织，以在该长度上将能量耗散给组织。

[0291] 不管接线方式如何，屏蔽件 5118 在一个端部上端接在引导件 5108 的近端附近，而在相对端部上端接在引导件 5108 的远端附近。在端接位点处，具有多根金属线的诸如编织

屏蔽件之类的屏蔽件经受磨损和和屏蔽件导线偏移。防止屏蔽件导线磨损和 / 或相对于组织偏移或者刺激引导件 5108 内的导体会是理想的,以防止由屏蔽件 5118 所捕获的 RF 能量经由电极或所暴露的屏蔽件导线而引导到较小区域的组织上。

[0292] 图 19A 和 19B 示出引导件 5108 的一个示例,其中存在有屏蔽件 5118。为了说明屏蔽件 5118,在图 19A 中透明地示出引导件罩套的外部绝缘层 5120。屏蔽件 5118 将由于直接联接于导电丝状线 5124 而存在于引导件 5108 内的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 5124 延伸有引导件的长度并且将近侧的电极 5110 与远侧的电极 5116 互连起来,使得刺激信号从引导件 5108 的近端传导至远端。

[0293] 如图 19A 所示,该示例的屏蔽件 5118 是编织金属线集合。这些金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是,使用生物相容金属来用于屏蔽件 5118,尤其是对于为了接线而暴露屏蔽件 5118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 5118 示作编织线,但可选择其它屏蔽件构造,尤其是在柔韧性不是问题的情形下,例如以交迭方式卷绕于引导件 5108 的箔带或者大量涂覆有导电颗粒的外层 5120。

[0294] 如图 19B 所示,屏蔽件 5118 可嵌在引导件 5108 的罩套内。使引导件 5108 构造有屏蔽件 5118 的一个方式是提供罩套的内部绝缘层 5122,该内部绝缘层封闭有丝状线 5124 和任何附加的绝缘层 5126,例如是可围绕每根丝状线 5124 的聚四氟乙烯 (PTFE) 制的绝缘层。屏蔽件 5118 则可留存在内部绝缘层 5122 的外部上,而外部绝缘层 5120 则可将屏蔽件 5118 封闭。外部罩套 5120 可增添在编织线 5118 之上,或者可挤压在编织线之上。

[0295] 对于希望使 RF 屏蔽件 5118 与组织耦合的实施例来说,通常例如电容耦合,该电容耦合作为在 IMD 5102 的罐 5104 处进行接线的替代或者作为在沿引导件 5108 的特定位点处接线的附加,外部罩盖层 5120 覆盖屏蔽件 5118 的量会相对较薄,例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 5118 经由直流耦合或电容耦合而在沿其长度的一个或多个特定位置处进行接线的情形下,屏蔽件 5118 可定位成离引导件 5108 的外表面更远,而引导件的附加特征在一个或多个特定位置提供下文所述的耦合件。

[0296] 内部和外部绝缘层 5122、5120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成,而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 5128 可包括在内部罩套 5122 内部,且所绝缘的丝状线 5124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩盖 5122 周围。尤其是对于经皮引导件 5128 来说,内腔 5108 会是有用的,以允许插入管心针,从而将引导件 5108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0297] 图 20 以剖视图来示出可植入医疗引导件 5108 的实施例,其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 5108 端接在平接部 5130 处,而内部绝缘层 5122、屏蔽件 5118 和外部绝缘层 5120 端接在该平接部处。在该平接部 5130 处,绝缘延伸部 5132 邻靠于内部绝缘层 5122、外部绝缘层 5120 以及屏蔽件 5118 的平端,并且经由 RF 加热、热力、软熔 (reflow) 或类似的工艺而与平端结合。

[0298] 在该示例中示出,屏蔽件 5118 端接在平接部 5130 处,而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 5122、5120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 5132 在该示例中延伸引导件 5108 的环状电极 5134 所位于的剩余部分。丝状线 5124 经由丝状线跨接件 5136 而跨接至它们的相应环状电极。可存在内腔,且丝状线 5124 定位在该内腔周围。

[0299] 可根据平接部 5130 位于引导件的哪个端部而将绝缘延伸部 5132 的材料选定成提供比内部或外部绝缘层 5122、5120 或大或小的刚度。例如,在电极 5134 位于引导件 5108 的近端上并且定位在 IMD 5102 的顶盖 5106 内的情形下,绝缘延伸部 5132 可由较硬的材料构成。在电极 5134 位于引导件 5108 的远端上并且导向至身体内刺激位点的情形下,绝缘延伸部 5132 可由更柔性的材料构成。

[0300] 在绝缘延伸部 5132 位于近端上时使用较硬的材料有助于将近端插到顶盖 5106 中。作为一个特定示例,外部绝缘部 5120 可由具有 55D 或类似等级的硬度的聚氨酯所构成,而绝缘延伸部 5132 可由具有 75D 或类似等级的硬度的聚氨酯所构成。

[0301] 在绝缘延伸部 5132 位于远端上时使用较不硬的材料有助于将远端定位在刺激位点处。作为一个特定示例,外部绝缘部 5120 可由具有 55D 或类似等级的硬度的聚氨酯所构成,而绝缘延伸部 5132 可由具有 80A 或类似等级的硬度的聚氨酯所构成。

[0302] 可将屏蔽件 5118 在平接部 5130 处的端接和电极 5134 的最近边缘之间的间隙选定成避免 RF 问题。具体地说,将距离选定成:避免 RF 耦合,同时使得丝状线 5124 的未屏蔽区域不会过度暴露于 RF。对于通常位于从 43MHz 至 128MHz 范围中的 MRI 频率来说,从 0.5mm 至 10cm 的间隔可适用于这些实施例。

[0303] 图 21 以剖视图来示出可植入医疗引导件 5108 的另一实施例,其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 5108 端接在嵌接部 5140 处,而内部绝缘层 5122、屏蔽件 5118 和外部绝缘层 5120 端接在楔形切部处。在该嵌接部 5140 处,具有互补楔形切部的绝缘延伸部 5132 邻靠于内部绝缘层 5122、外部绝缘层 5120 以及屏蔽件 5118 的楔形端部,并且经由 RF 加热、热力、软熔 (reflow) 或类似的工艺而与该楔形端部结合。

[0304] 由于嵌接部 5140 增大结合区域,因而可使用嵌接部 5140 而非图 20 所示的平接部 5130、在该示例中示出,屏蔽件 5118 端接在嵌接部 5140 处,而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 5122、5120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 5132 在该示例中延伸引导件 5108 的环状电极 5134 所位于的剩余部分。丝状线 5124 经由丝状线跨接件 5136 而跨接至它们的相应环状电极。

[0305] 类似于图 20 所示的前述实施例,可根据嵌接部 5140 位于引导件的哪个端部、而将图 4 所示实施例中绝缘延伸部 5132 的材料选定成提供比内部和外部绝缘层 5122、5120 或大或小的刚度。例如,在电极 5134 位于引导件 5108 的近端上并且定位在 IMD 5102 的顶盖 5106 内的情形下,绝缘延伸部 5132 可由诸如具有 75D 硬度的聚氨酯之类的较硬材料构成。在电极 5134 位于引导件 5108 的远端上并且导向至身体内刺激位点的情形下,绝缘延伸部 5132 可由诸如具有 80A 硬度的聚氨酯之类的更柔性材料构成。

[0306] 可将屏蔽件 5118 在平接部 5130 处的端接和最近电极 5134 之间的间隙选定成避免 RF 问题。具体地说,将距离选定成:避免 RF 耦合,同时使得丝状线 5124 的未屏蔽区域不会过度暴露于 RF。对于通常位于从 43MHz 至 128MHz 范围中的 MRI 频率来说,且对于这些实施例来说,在电极 5134 最靠近嵌接部 5140 的边缘和屏蔽件 5118 在嵌接部 5140 的端接之间的间隔可在从 0.5mm 至 10cm 的范围内。关于图 21 所示的嵌接部 5140,在屏蔽件 5118 的端接部和电极 5134 之间的间隔对于围绕嵌接部 5140 周缘的不同位置来说改变,而最短间隔维持在 0.5mm 或 0.5mm 以上,且最长间隔维持在 10cm 或 10cm 以下。

[0307] 图 22 示出产生图 20 和 21 所示各实施例的一组步骤。首先,可提供一结构,该结

构包括内部绝缘层 5122、外部绝缘层 5120 以及屏蔽件 5118。屏蔽件 5118 已被编织在内部绝缘层 5122 上,然后外部绝缘层 5120 定位在且软熔或以其它方式结合在内部绝缘层 5122 和屏蔽件 5118 之上。为了开始构造引导件 5108 和平接部 5130 或嵌接部 5140,通过在切割步骤 5142 对绝缘层 5120、5122 和屏蔽件 5118 进行切割、而将该结构切割成一定尺寸。对于平接部 5130,垂直于轴向尺寸而进行切割,以产生平端。对于嵌接部 5140,相对于轴向尺寸以除了 90 度以外的角度进行切割,以产生楔形端部。

[0308] 绝缘延伸部 5132 还设有互补端部来与引导件 5108 结合,以形成平接部 5130 或嵌接部 5140。对于平接部 5130,垂直于轴向尺寸来切割绝缘延伸部 5132,以产生平端。对于嵌接部 5140,相对于轴向尺寸以除了 90 度以外的角度切割绝缘延伸部 5132,以产生楔形端部。在结合步骤 5144,将平接部 5130 的两个平端放在一起并且结合在一起。类似地,在结合步骤 5144,将嵌接部 5140 的两个楔形端部放在一起并且结合在一起。

[0309] 图 23 以剖视图来示出可植入医疗引导件 5108 的另一实施例,其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 5108 在搭接部 5150 处进行端接。搭接部 5150 包括将外部绝缘层 5120 的端部移除,并且将替代的外部绝缘层施加在屏蔽件 5118 和内部绝缘层 5122 中缺少外部绝缘层的区域上。替代外部绝缘层 5152 还搭叠在绝缘延伸部 5132 的部段上,并且可延伸至最近电极 5134。

[0310] 如图所示,屏蔽件 5118 可在已移除外部绝缘层 5120 的区域处、向下压接到内部绝缘层 5122 中。如此,防止屏蔽件 5118 在安装外部替代绝缘层 5152 的过程中聚集在一起。这尤其会是如下情形:替代外部绝缘层 5152 呈管状形式,其在附连绝缘延伸部 5132 之前、在屏蔽件 5118 和内部绝缘层 5122 上滑动就位。在替代外部绝缘层 5152 呈管状形式的情形下,一旦该替代外部绝缘层滑动就位,则其会软熔或以其它方式结合至内部绝缘层 5122。作为一个替代,可将替代外部绝缘层 5152 注塑就位。

[0311] 在该示例中示出,屏蔽件 5118 端接在搭接部 5150 处,而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 5122、5120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 5132 在该示例中延伸引导件 5108 的环状电极 5134 所位于的剩余部分。丝状线 5124 经由丝状线跨接件 5136 而跨接至它们的相应环状电极。在一些实施例中可能存在内腔,且丝状线 5124 定位在该内腔周围。

[0312] 在该实施例中,根据搭接部 5150 位于引导件 5108 的哪个端部上,替代外部绝缘层 5152 可由在硬度上不同于外部绝缘层 5120 的材料所构成。例如,在电极 5134 位于引导件 5108 的近端上并且定位在 IMD5102 的顶盖 5106 内的情形下,替代外部绝缘层 5152 可由诸如具有 75D 硬度的聚氨酯之类的较硬材料构成。在电极 5134 位于引导件 5108 的远端上并且导向至身体内刺激位点的情形下,替代外部绝缘层 5152 可由诸如具有 80A 硬度的聚氨酯之类的更柔性材料构成。

[0313] 在该实施例中,类似于前述实施例,可根据搭接部 5130 位于引导件的哪个端部而将绝缘延伸部 5132 的材料选定成提供比内部或外部绝缘层 5122、5120 或大或小的刚度。例如,在电极 5134 位于引导件 5108 的近端上并且定位在 IMD 5102 的顶盖 5106 内的情形下,绝缘延伸部 5132 可由诸如具有 75D 硬度的聚氨酯之类的较硬材料构成。在电极 5134 位于引导件 5108 的远端上并且导向至身体内刺激位点的情形下,绝缘延伸部 5132 可由诸如具有 80A 硬度的聚氨酯之类的更柔性材料构成。

[0314] 还可将屏蔽件 5118 在搭接部 5150 处的端接和最近电极 5134 之间的间隙选定成

避免 RF 问题。对于 MRI 频率来说,从 0.5mm 至 10cm 的间隔可适用于这些实施例。

[0315] 图 24 示出产生图 23 所示搭接部 5150 的一组步骤的一个示例。首先,可提供一结构,该结构包括内部绝缘层 5122、外部绝缘层 5120 以及屏蔽件 5118。屏蔽件 5118 已被编织在内部绝缘层 5122 上,然后外部绝缘层 5120 定位在且软熔或以其它方式结合在内部绝缘层 5122 和屏蔽件 5118 之上。为了开始构造引导件 5108 和搭接部 5150,通过在切割步骤 5154 对绝缘层 5120、5122 和屏蔽件 5118 进行切割、而将该结构切割成一定尺寸。对于搭接部 5150,垂直于轴向尺寸而进行第一切割,以产生平端。

[0316] 一旦切割成一定尺寸,则在消融步骤 5156 将外部绝缘层 5120 消融掉一些距离,以暴露屏蔽件 5118 和内部绝缘层 5122。可使用诸如准分子激光器之类的工具来进行消融,而该准分子激光器能非常精确地进行消融以暴露屏蔽件 5118。外部绝缘层 5120 待消融的长度可改变,但位于从 0.25 厘米 (cm) 至 5cm 的说明性范围内。

[0317] 一旦消融已完成,则下一个步骤会改变。替代外部绝缘层 5152 能以各种方式来安装,例如通过软熔成管 (reflowing tubing) 或者通过注塑来安装。如果通过注塑,则下一步骤会是压接步骤 5158 或注入步骤 5162。如果通过软熔成管,则在消融之后进行压接步骤 5158 会是有用的。

[0318] 在压接步骤 5158,屏蔽件 5118 被压接,以在已移除外部绝缘层 5120 的区域中下沉到内部绝缘层 5122 中。如果使用环或其它工具将屏蔽件 5118 压接到内部绝缘层 5122 中,则然后可移除该环或其它工具。在替代外部绝缘层 5152 通过软熔成管而安装的情形下,则下一步骤是成管步骤 5160。在替代外部绝缘层 5152 通过注塑而安装的情形下,则下一步骤是注入步骤 5162。

[0319] 在成管步骤 5160,在已移除外部绝缘层 5120 并且已向下压接屏蔽件 5118 的区域中,成管件滑到内部绝缘层 5122 上并且滑到屏蔽件 5118 上方。成管件延伸超出内部绝缘层 5122 的端部,从而该成管件可最终结合至绝缘延伸部 5132。成管件被软熔、RF 加热等等,以在消融停止而形成替代外部绝缘层 5152 的位置处,结合至内部绝缘层 5122 并且结合至外部绝缘层 5120 的端部。同时地或依次地,在结合步骤 5164,绝缘延伸部 5132 在内部绝缘层 5122 的平端处结合就位,并且结合至替代外部绝缘层 5152 延伸超出内部绝缘层 5122 的成管件。该成管件可通过软熔、RF 加热等等结合到绝缘延伸部 5132 上。

[0320] 返回至注入步骤 5162,在替代外部绝缘层 5152 须被注塑的情况下,则注入步骤 5126 发生在消融步骤 5156 之后或者发生在压接步骤 5158 之后。将诸如所希望的聚氨酯之类的材料注入到内部绝缘层 5122 和屏蔽件 5118 上,以形成替代外部绝缘层 5152。同时,在结合步骤 5164 中,绝缘延伸部 5132 结合至内部绝缘层 5122 并且结合至替代外部绝缘层 5152。

[0321] 还可使用产生搭接部 5150 的替代方法。例如,外部绝缘层 5120、内部绝缘层 5122 和屏蔽件 5118 的结构可经由平接部而结合至绝缘延伸部 5132。然后,对替代外部绝缘层 5152 将定位的区域进行消融,而该区域当前由外部绝缘层 5120 所占据。绝缘延伸部 5132 也与外部绝缘层 5120 消融成相同或类似的深度。然后,替代外部绝缘层 5152 可注塑或收缩到消融位点处的位置。

[0322] 图 25 示出具有附加特征的实施例,其可包括搭接部 5150。为了进一步保护屏蔽件 5118 的端接部不会发生磨损或偏移,则屏蔽件 5118 的导线端部可覆盖有环 5166。环 5166

可以是金属的、塑料的或类似材料的。在该示例中，内部绝缘层 5122 的区域 5168 已被消融成：使得环能定位在屏蔽件 5118 的导线的端部上。

[0323] 图 26 示出具有附加特征的实施例，其可包括平接部或嵌接部 5130、5140。为了进一步保护屏蔽件 5118 的端接部不会发生磨损或偏移，则屏蔽件 5118 的导线端部可覆盖有环 5170。类似于搭接部的情况，环 5170 可以是金属的、塑料的或类似材料的。在该示例中，外部绝缘层 5120 的区域 5172 已被消融成：使得环 5170 能定位在屏蔽件 5118 的导线的端部上，然后可使用软熔或注塑来将聚氨酯或其它聚合物充填到该区域 5172 中。

[0324] 图 27 示出具有附加特征的实施例，该附加特征可用作连结部 5176，该连结部可具有诸如平接部、嵌接部或搭接部 5130、5140 和 5150 之类的各种类型。在连结部 5176 处，引导件 5108 的外部绝缘层 5120 与另一层 5178 相遇。该层 5178 可以是绝缘延伸部 5132 和 / 或替代外部绝缘层 5152。在任一情形中，屏蔽件 5118 的导线可部分地延伸到层 5178 中。然而，在将层 5178 结合至层 5120 或 5122 之前，屏蔽件 5118 的导线的端部可如图 27 所示单独地折叠。于是，折叠端部较不会磨损和偏移。

[0325] 图 28 示出具有另一特征的实施例，其可在屏蔽件 5118 的端接部处包括连结部，以有助于将内部绝缘层 5122 和绝缘延伸部 5132 之间的结合保持就位。在该示例中，虽然示出搭接部 5150，但应理解的是，该特征还可适用于包括平接部和嵌接部 5130、5140 的其它连结部。在此，替代外部绝缘层 5152 可以是设有倒刺的成管件，且这些倒刺朝向内部绝缘层 5122 和屏蔽件 5118 延伸。

[0326] 在软熔过程中，在内部绝缘层 5122 比倒刺 5151 软化程度更大时，倒刺可沉到内部绝缘层 5122 中，且替代外部绝缘层 5152 下降就位。一旦在插入绝缘延伸部 5132 之后、试图进行软熔或其它结合而在替代外部绝缘层 5152 和绝缘延伸部 5132 之间提供额外抓持，则倒刺 5151 还可沉到绝缘延伸部 5132 中。尤其在轴向张力过程中，倒刺 5151 则在内部绝缘层 5122 和绝缘延伸部 5132 之间提供额外抓持。单独的带倒刺环可定位在内部绝缘层 5122 上，然后替代外部绝缘层 5152 软熔或以其它方式结合就位，而非将倒刺包含到搭接部示例中的替代外部成管件 5152 中。

[0327] 图 29 示出具有另一特征的实施例，其可在屏蔽件 5118 的端接部处用作连结部，以有助于将内部绝缘层 5122 和绝缘延伸部 5132 之间的结合保持就位。在该示例中，虽然示出搭接部 5150，但应理解的是，该特征还可适用于包括平接部和嵌接部 5130、5140 的其它连结部。在此，带倒刺环 5153 定位在内部绝缘层 5122 内部并且受迫膨胀，直到带倒刺环 5153 的倒刺沉到内部绝缘层 5122 中为止。带倒刺环 5153 的倒刺也可沉到绝缘延伸部 5132 的内部。尤其在轴向张力过程中，带倒刺环 5153 在内部绝缘层 5122 和绝缘延伸部 5132 之间提供额外抓持。还可结合图 28 所示的倒刺 5151 来使用该带倒刺环 5153 的特征。

[0328] 参见图 30-48 所披露的实施例还提供射频 (RF) 屏蔽件的端接，而该射频屏蔽件存在于用于可植入医疗装置 (IMD) 的可植入医疗引导件内。屏蔽件能以各种方式端接，例如通过在与绝缘延伸部的连结部处进行端接，且在该连结部处存在具有各种构造的一个或多个金属连接器，以提供用于屏蔽件的接地通路。此外，屏蔽件端接可包括如下特征：例如具有折叠端部的屏蔽导线或者绝缘层之间的倒刺。

[0329] 图 30 示出可植入医疗系统 6100 的示例，该可植入医疗系统包括联接于引导件 6108 的 IMD6102。IMD6102 包括金属罐 6104，该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金

属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 6102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 6106，该顶盖附连于金属罐 6104。为了说明起见而透明的示出该顶盖 6106。顶盖 6106 提供一结构，该结构用于将引导件 6108 固定于 IMD 6102 并且用于在 IMD 6102 的电路和引导件 6108 的电极之间建立电连接。

[0330] 引导件 6108 在远端处具有电极 6116，这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件还在近端上包括环状连接器 6110，而该环状连接器定位在顶盖 6106 内。环状连接器 6110 在顶盖内与电连接件 6111 进行物理接触。电连接件 6111 可包括金属触件，环状连接器 6110 在插到顶盖 6106 中时抵靠在该金属触件上，在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 6104 中。由 IMD 6102 施加于环状连接器 6110 的信号通过引导件 6108 传导至电极 6116，从而为患者提供刺激治疗。

[0331] 引导件 6108 例如通过顶盖 6106 内的定位螺钉组 6112 而固定在顶盖 6106 中，该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 6114 紧固抵靠于环状连接器 6110 中的至少一个。如图 31A 和 31B 所示的屏蔽件 6118 能经由接线环从 IMD 6102、沿引导件长度向下的一个或多个位点接线至身体，和 / 或屏蔽件 6118 能接地在图 30 所示的 IMD 6102 的罐 6104 处。

[0332] 不管接线方式如何，屏蔽件 6118 在一个端部上端接在引导件 6108 的近端附近，而在相对端部上端接在引导件 6108 的远端附近。在端接位点处，具有多根金属线的诸如编织屏蔽件之类的屏蔽件经受磨损和和屏蔽件导线偏移。防止屏蔽件导线磨损和 / 或相对于组织偏移或者刺激引导件 6108 内的导体会是理想的，以防止由屏蔽件 6118 所捕获的 RF 能量经由电极或所暴露的屏蔽件导线而引导到较小区域的组织上。

[0333] 图 31A 和 31B 示出引导件 6108 的一个示例，其中存在有屏蔽件 6118。为了说明屏蔽件 6120，在图 31A 中透明地示出引导件罩套的外部绝缘层 6118。屏蔽件 6118 将由于直接联接于导电丝状线 6124 而存在于引导件 6108 内的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 6124 延伸有引导件的长度并且将近侧的环状连接器 6110 与远侧的电极 6116 互连起来，使得刺激信号从引导件 6108 的近端传导至远端。

[0334] 如图 31A 所示，该示例的屏蔽件 6118 是编织金属线集合。这些金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是，使用生物相容金属来用于屏蔽件 6118，尤其是对于为了接地而暴露屏蔽件 6118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 6118 示作编织线，但可选择其它屏蔽件构造，尤其是在柔性度不是问题的情形下，例如以交迭方式卷绕于引导件 6108 的箔带或者大量涂覆有导电颗粒的外层 6120。

[0335] 如图 31B 所示，屏蔽件 6118 可嵌在引导件 6108 的罩套内。使引导件 6108 构造有屏蔽件 6118 的一个方式是提供罩套的内部绝缘层 6122，该内部绝缘层封闭有丝状线 6124 和任何附加的绝缘层 6126，例如是可围绕每根丝状线 6124 的聚四氟乙烯 (PTFE) 制的绝缘层。屏蔽件 6118 则可留存在内部绝缘层 6122 的外部上，而外部绝缘层 6120 则可将屏蔽件 6118 封闭。外部绝缘层 6120 可增添在屏蔽件 6118 上并收缩就位，或者可挤压在屏蔽件 6118 之上。外部罩套 6120 可增添在编织线 6118 之上，或者可挤压于编织线之上。

[0336] 对于希望使 RF 屏蔽件 6118 与组织耦合的实施例来说，通常例如电容耦合，该电容耦合作为在罐处或沿着引导件进行接线的附加，且外部罩套层 6120 覆盖屏蔽件 6118 的量会相对较薄，例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 6118 经由直流耦合或电容耦合而

在沿其长度的一个或多个特定位置处进行接线的情形下,屏蔽件 6118 可定位成离引导件 6108 的外表面更远。

[0337] 罩套的内部和外部绝缘层 6122、6120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成,而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 6128 可包括在内部罩套 6122 内部,且所绝缘的丝状线 6124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩盖 3122 周围。尤其是对于经皮引导件 6128 来说,内腔 6108 会是有用的,以允许插入管心针,从而将引导件 6108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0338] 图 32 以剖视图来示出可植入医疗引导件 6108 的一实施例,其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 6108 包括平接部 6130,而内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 端接在该平接部处。外部绝缘部 6120 在平接部 6130 之前终止,以露出屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122。金属连接器 6131 定位在屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122 之上,并且邻靠于外部绝缘层 6120 的端部。在该平接部 6130 处,绝缘延伸部 6132 邻靠于内部绝缘层 6122、屏蔽件 6118 以及金属连接器 6131 的平端,并且经由软熔或注塑而与该平端结合。

[0339] 在该示例中示出,屏蔽件 6118 端接在平接部 6130 处,而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 6122、6120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分,其中环状连接器 6134 在近端定位成离最近连接器环的距离在约 0.5 毫米至约 10 厘米的范围内。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔,且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0340] 可将用于绝缘延伸部 6132 的材料选定成提供与内部和外部绝缘层 6122、6120 不同的硬度值。例如,绝缘延伸部 6132 可由较硬的材料构成,以助于将近端插到顶盖 6106 中。作为一个特定示例,外部绝缘部 6120 可由具有 55D 或类似等级的硬度的聚氨酯所构成,而绝缘延伸部 6132 可由具有 75D 或类似等级的硬度的聚氨酯所构成。

[0341] 只要没有端接接线环存在于近端处,屏蔽件 6118 就可利用暴露的金属连接器 6131 端接在远端的平接部处,由此来避免由磁梯度感生出的刺激。在该情形中,绝缘延伸部可具有类似于外部层 6120 的硬度等级,但可替代地由具有 80A 或类似等级硬度的聚氨酯所构成。

[0342] 对于一些身体位置来说,金属连接器 6131 与远侧电极隔开至少 0.5mm 至 10cm,以避免与远侧电极的过度 RF 耦合,而 2mm 是间隔的一个示例,该示例提供充足的丝状线覆盖并且与远侧电极具有可忽略的耦合。在远端位于较高的 RF 强度区域、例如就在用于外周神经刺激的皮肤下方的情形下,则该距离可保持较小、例如小于 2cm 以避免丝状线 6124 的过度暴露。

[0343] 图 33 以剖视图来示出可植入医疗引导件 6108 的另一实施例,其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 6108 端接在嵌接部 6140 处,而内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 端接在楔形切部处。外部绝缘部 6120 在嵌接部 6140 之前进行终止,以露出屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122。金属连接器 6131 定位在屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122 之上,并且邻靠于外部绝缘层 6120 的端部。在该嵌接部 6140 处,具有互补楔形切部的绝缘延伸部 6132 邻靠于内部绝缘层 6122、屏蔽件 6118 以及金属连接器 6131 的楔形端部,并且经由软熔或注塑而与该楔形端部结合。

[0344] 由于嵌接部 6140 具有增大的结合区域,因而可使用嵌接部 6140 而非图 32 所示的

平接部 6130。在该示例中示出，屏蔽件 6118 端接在嵌接部 6140 处，而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 6122、6120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分，其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。

[0345] 类似于图 32 所示的前述实施例，在图 33 所示的实施例中，可将用于绝缘延伸部 6132 的材料选定成提供与内部和外部绝缘层 6122、6120 不同的硬度。例如，绝缘延伸部 6132 可由诸如具有 75D 硬度的聚氨酯之类的较硬材料所构成。

[0346] 如上所述，金属连接器 6131 可包括在近端或远端上，以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6131 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0347] 图 34 示出产生图 32 和 33 所示各实施例的一组步骤。首先，可提供一结构，该结构包括内部绝缘层 6122、外部绝缘层 6120 以及屏蔽件 6118。屏蔽件 6118 已被编织在内部绝缘层 6122 上，然后外部绝缘层 6120 定位在且软熔或以其它方式结合在内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 之上。为了开始构造引导件 6108 和平接部 6130 或嵌接部 6140，通过在切割步骤 6120 对绝缘层 6122、6118 和屏蔽件 6142 进行切割，而将该结构切割成一定尺寸。对于屏蔽件 6130，垂直于轴向尺寸而进行切割，以产生平端。对于嵌接部 6140，相对于轴向尺寸以除了 90 度以外的角度进行切割，以产生楔形端部。

[0348] 在消融步骤 6144，对外部绝缘层 6120 的端部进行消融，以露出屏蔽件 6118。然后在压接步骤 6146，可将诸如环状连接器之类的金属连接器 6131 压接或焊接到屏蔽件 6118 上。

[0349] 在结合步骤 6148，绝缘延伸部 6132 与引导件 6108 结合，以形成平接部 6130 或嵌接部 6140。对于平接部 6130，垂直于轴向尺寸来切割绝缘延伸部 6132，以产生平端。对于嵌接部 6140，相对于轴向尺寸以除了 90 度以外的角度切割绝缘延伸部 6132，以产生楔形端部。在结合步骤 6130，将平接部 6148 的两个平端放在一起并且结合在一起。类似地，在结合步骤 6140，将嵌接部 6148 的两个楔形端部放在一起并且结合在一起。

[0350] 图 35 以剖视图来示出可植入医疗引导件 6108 的另一实施例，其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 6108 包括搭接部 6150，而内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 端接在该搭接部处。搭接部 6150 包括将外部绝缘层 6120 的端部充分地移除，以允许将用于金属连接器 6131 和替代外部绝缘层 6152 的空间搭接在屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122 中缺少外部绝缘层 6120 的区域上。金属连接器 6131 邻靠于外部绝缘层 6120 的端部。替代外部绝缘层 6152 邻靠于金属连接器 6131，搭叠在绝缘延伸部 6132 的部段上，并且可延伸至最近电极 6134。

[0351] 如图所示，屏蔽件 6118 可在已移除外部绝缘层 6122 的区域处、向下压接到内部绝缘层 6120 中。如此，防止屏蔽件 6118 在安装外部替代绝缘层 6152 的过程中聚集在一起。这尤其会是如下情形：替代外部绝缘层 6152 呈管状形式，其在附连绝缘延伸部 6118 之前、在屏蔽件 6122 和内部绝缘层 6132 上滑动就位。在替代外部绝缘层 6152 呈管状形式的情形下，一旦该替代外部绝缘层滑动就位，则其会软熔或以其它方式结合至内部绝缘层 6122。作为一个替代，可将替代外部绝缘层 6152 注塑就位。

[0352] 在该示例中示出，屏蔽件 6118 端接在搭接部 6150 处，而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 6122、6120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件

6108 的剩余部分,其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔,且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0353] 在该实施例中,替代外部绝缘层 6152 可由在硬度上与外部绝缘层 6120 不同的材料构成。例如,替代外部绝缘层 6152 可由诸如具有 75D 硬度的聚氨酯之类的较硬材料所构成。在该实施例中,类似于前述实施例,可将用于绝缘延伸部 6132 的材料选定成提供与内部和外部绝缘层 6122、6120 不同的硬度。例如,绝缘延伸部 6132 也可由诸如具有 75D 硬度的聚氨酯之类的较硬材料所构成。

[0354] 如上所述,金属连接器 6131 可包括在近端或远端上,以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6131 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0355] 图 36 示出产生图 35 所示搭接部 6150 的一组步骤的一个示例。首先,可提供一结构,该结构包括内部绝缘层 6122、外部绝缘层 6120 以及屏蔽件 6118。屏蔽件 6118 已被编织在内部绝缘层 6122 上,然后外部绝缘层 6120 定位在且软熔或以其它方式结合在内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 之上。为了开始构造引导件 6108 和搭接部 6150,通过在切割步骤 6120 对绝缘层 6122、6118 和屏蔽件 6154 进行切割、而将该结构切割成一定尺寸。对于搭接部 6130,垂直于轴向尺寸而进行第一切割,以产生平端。

[0356] 一旦切割成一定尺寸,则在消融步骤 6120 将外部绝缘层 6118 消融掉一些距离,以暴露屏蔽件 6122 和内部绝缘层 6156。可使用诸如准分子激光器之类的工具来进行消融,而该准分子激光器能非常精确地进行消融以暴露屏蔽件 6118。外部绝缘层 6120 被消融的长度足以供金属连接器 6131 以及替代外部绝缘层 6152 的量搭接在内部绝缘层 6122 上。外部绝缘层 6120 的消融长度可改变,但位于从 0.25 厘米 (cm) 至 5cm 的说明性范围内。

[0357] 一旦消融完成,则金属连接器 6131 可在内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 上放置就位。在压接步骤 6158,金属连接器 6131 压接或焊接至屏蔽件 6118,同时邻靠于外部绝缘层 6120 的端部。

[0358] 一旦安装好金属连接器 6131,则下一个步骤会改变。替代外部绝缘层 6152 能以各种方式来安装,例如通过软熔成管 (reflowing tubing) 或者通过注塑来安装。如果通过注塑,则下一步骤会是压接步骤 6160 或注入步骤 6164。如果通过软熔成管,则在消融之后进行压接步骤 6160 会是有用的。

[0359] 在压接步骤 6160,对屏蔽件 6118 中露出金属连接器 6131 的部分进行压接,以使该部分下沉到内部绝缘层 6122 中。如果使用环或其它工具将屏蔽件 6118 压接到内部绝缘层 6122 中,则然后可移除该环或其它工具。在替代外部绝缘层 6152 通过软熔成管而安装的情形下,则下一步骤是成管步骤 6162。在替代外部绝缘层 6152 通过注塑而安装的情形下,则下一步骤是注入步骤 6164。

[0360] 在成管步骤 6162,在已移除外部绝缘层 6122 并且已向下压接屏蔽件 6118 的区域中,成管件滑到内部绝缘层 6120 上并且滑到屏蔽件 6118 上方。成管件延伸超出内部绝缘层 6122 的端部,从而该成管件可最终结合至绝缘延伸部 6132。成管件软熔或以其它方式与内部绝缘层 6122 结合,并且邻靠于金属连接器 6131 的端部。同时,在结合步骤 6166,绝缘延伸部 6132 在内部绝缘层 6152 的平端处结合就位,并且结合至替代外部绝缘层 6152 延伸超出内部绝缘层 6122 的成管件。该成管件可软熔或以其它方式结合到绝缘延伸部 6132

上。

[0361] 返回至注入步骤 6164，在替代外部绝缘层 6152 须被注塑的情况下，则注入步骤 6164 发生在压接步骤 6158 之后或者发生在压接步骤 6160 之后。将诸如所希望的聚氨酯之类的材料注入到内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 上，以形成替代外部绝缘层 6152。同时，在结合步骤 6132 中，绝缘延伸部 6122 结合至内部绝缘层 6152 并且结合至替代外部绝缘层 6166。

[0362] 还可使用产生搭接件 6150 的替代方法。例如，外部绝缘层 6120、内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 的结构可经由平接部而结合至绝缘延伸部 6130。然后，对金属连接器 6131 和替代外部绝缘层 6152 将定位的区域进行消融，而该区域当前由外部绝缘层 6120 所占据。绝缘延伸部 6132 也与外部绝缘层 6120 消融成相同或类似的深度。然后，金属连接器 6131 可定位，并且替代外部绝缘层 6152 可注塑或收缩到消融位点处的位置。

[0363] 图 37 以剖视图来示出可植入医疗引导件 6108 的另一实施例，其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 6108 包括在内部绝缘层 6122 和绝缘延伸部 6132 之间的连结部，而内部绝缘层 6122 和屏蔽件 6118 端接在该连结部处。内部金属连接器 6172 定位在内部绝缘层周围，而外部金属连接器 6174 定位在内部金属连接器 6172 周围。屏蔽件 6118 的一部分定位在内部金属连接器 6172 和外部金属连接器 6174 周围，从而对于屏蔽件 6118 建立稳固的物理连接和电连接。

[0364] 在该示例中，在内部金属连接器 6172 已定位之后，对屏蔽件 6118 进行编织，使得屏蔽件 6118 的编织部搭接在内部金属连接器 6172 之上。外部绝缘层 6120 端接在未达到屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122 的端部的位置处。这可通过对外部绝缘层 6120 进行消融来实现，且该外部绝缘层 6120 已事先压出在屏蔽件和内部金属连接器 6172 上。

[0365] 在该示例中示出，屏蔽件 6118 端接在金属连接器 6172、6174 之间，而非进一步返回到由内部绝缘层和外部绝缘层 6122、6120 所形成的罩套内。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分，其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可能存在内腔，且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0366] 如上所述，金属连接器 6172、6174 可包括在近端或远端上，以端接屏蔽件 6118。还可根据上述用于连接器环 6131 的间隔来设定金属连接器 6172、6174 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0367] 图 38 示出附连外部金属连接器的替代方式。使用能够透过外部绝缘层 6120 的具有诸如齿部之类特征的外部金属连接器 6176，而非在定位有屏蔽件 6118 和内部金属连接器 6172 的区域处消融外部绝缘层 6120。外部金属连接器 6176 压接就位，使得这些特征透过外部绝缘层 6120，以到达屏蔽件 6118 和内部金属连接器 6172 并建立物理连接和电连接。

[0368] 图 39 示出与图 37 所示实施例类似的实施例，其中引导件包括内部金属连接器 6172 和外部金属连接器 6174。然而，在该示例中，屏蔽件 6118 并非端接在金属连接器 6172、6174 之间，而是屏蔽件 6118 的一部分 6119 持续超出那些连接器 6172、6174，以延伸在内部绝缘层 6122 的剩余部分上。可将屏蔽件 6118 的该部分 6119 压接到内部绝缘层 6122 内的下沉位置中。

[0369] 替代外部绝缘层 6152 可结合在屏蔽件 6118 的该部分 6119 上，以形成搭接部。然

后，绝缘延伸部 6132 可结合至内部绝缘层 6122 以及替代外部绝缘层 6152。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分，其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔，且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0370] 如上所述，金属连接器 6172、6174 可包括在近端或远端上，以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6172、6174 以及屏蔽件 6118 中延伸超出金属连接器 6172、6174 的部分与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0371] 图 40 示出与图 37 所示实施例类似的实施例，其中引导件包括内部金属连接器 6172 和外部金属连接器 6174。然而，在该示例中，内部金属连接器 6172 并非卷绕于内部绝缘层 6122 的外部周围，而是嵌在该内部绝缘层 6122 内，以提供用于使屏蔽件 6118 编织在其上的齐平表面。屏蔽件 6118 定位在内部金属连接器 6172 和外部金属连接器 6174 之间。在该示例中，金属连接器 6172、6174 与内部绝缘层 6122 一起形成与绝缘延伸部 6132 的平接部。

[0372] 绝缘延伸部 6132 与内部绝缘层 6122 结合，并且邻靠于金属连接器 6172、6174。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分，其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔，且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0373] 如上所述，金属连接器 6172、6174 可包括在近端或远端上，以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6172、6174 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0374] 图 41 示出产生图 37-40 所示屏蔽件端接部的一组步骤的一个示例。在连接器步骤 6182，内部金属连接器 6172 定位在内部绝缘层 6122 上或者嵌在端部处。在编织步骤 6184，屏蔽件 6118 编织到内部绝缘层 6122 上，并且编织在内部金属连接器 6172 上方。外部绝缘层 6120 通过软熔或其它过程在屏蔽件 6118 和内部金属连接器 6172 之上结合到内部绝缘层 6122 上，例如通过软熔步骤 6186 来实现。

[0375] 此时，对于外部金属连接器 6174 进行制备。在一个示例中，在消融步骤 6188 对外部绝缘层进行消融，然后在压接步骤 6190，将外部金属连接器在与内部金属连接器 6172 的交迭部处压接或焊接到暴露的屏蔽件 6118 上。或者，在压接步骤 6192，将具有尖锐特征的内部金属连接器 6176 压接到外部绝缘层 6120 上，而尖锐特征刺透至屏蔽件 6118 和内部金属连接器 6172。然后，在结合步骤 6194，使绝缘延伸部 6132 与内部绝缘层 6122 结合。

[0376] 图 42 示出与图 37 所示实施例类似的实施例，其中引导件包括内部金属连接器 6172 和外部金属连接器 6174。然而，在该示例中，在屏蔽件 6118 被编织之前，内部金属连接器 6172 并不卷绕在内部绝缘层 6122 的外部周围。反而，屏蔽件 6118 编织到内部绝缘层 6122 上，然后内部金属连接器 6172 压接或焊接到屏蔽件 6118 上。屏蔽件 6118 可在定位有内部金属连接器 6172 的区域中沉到内部绝缘层 6122 中。

[0377] 屏蔽件 6118 在翻转部 6123 处整体翻转，使得屏蔽件 6118 的一部分 6121 搭接在内部金属连接器 6172 上。然后，外部金属连接器 6174 可绕该部分 6121 和内部金属连接器 6172 压接或焊接就位。屏蔽件 6118 的稳固电气端接和体端接发生在金属连接器 6172、6174 之间。翻转部 6123 可为屏蔽件 6118 提供附加益处，例如减小否则会发生在屏蔽件 6118 平端处的任何 RF 能量泄漏。

[0378] 绝缘延伸部 6132 与内部绝缘层 6122 结合，并且邻靠于金属连接器 6172、6174。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分，其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔，且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0379] 如上所述，金属连接器 6172、6174 可包括在近端或远端上，以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6172、6174 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0380] 图 43 示出产生图 42 所示屏蔽件端接部的一组步骤的一个示例。在切割步骤 6202，将外部绝缘层 6120、内部绝缘层 6122 以及屏蔽件 6118 切割成形成平端。然后在消融步骤 6204，对外部绝缘层 6120 的一部分进行消融，以露出屏蔽件 6118 和内部绝缘层 6122。在连接器步骤 6206，内部金属连接器 6172 定位在屏蔽件 6118 上并且围绕内部绝缘层 6122，而屏蔽件 6118 的一部分和内部绝缘层 6122 延伸超出金属连接器 6172。在折叠步骤 6208，屏蔽件 6118 整体翻转并且搭接在内部金属连接器上。

[0381] 此时在压接步骤 6210，外部金属连接器在与内部金属连接器 6172 的交迭部处压接或焊接到暴露的屏蔽件 6118 上。或者，将具有尖锐特征的外部金属连接器 6176 压接到外部绝缘层 6120 上，而尖锐特征刺透至屏蔽件 6118 和内部金属连接器 6172。然后，在结合步骤 6212，使绝缘延伸部 6132 与内部绝缘层 6122 结合。

[0382] 图 44 以剖视图来示出可植入医疗引导件 6108 的另一实施例，其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 6108 包括在内部绝缘层 6122 和绝缘延伸部 6132 之间的连结部，而内部绝缘层 6122 端接在该连结部处。在该示例中，屏蔽件 6118 并不保持编织在内部绝缘层 6122 上。反而，金属连接器 6131 定位在内部绝缘层 6122 上，而屏蔽件 6118 的一部分 6125 编织到金属连接器 6131 上。外部绝缘层 6120 定位在编织部 6118 上直到金属连接器 6131 为止，其中编织部 6118 在搭接到金属连接器 6131 上时离开外部绝缘层 6120。

[0383] 该部分 6125 会由于搭接在金属连接器 6131 上而暴露在引导件 6108 的外部。然而，对于金属连接器 6131 需插到 IMD 6102 的顶盖 6106 中的实施例来说，就在离开顶盖 6106 或大致离开顶盖密封件时会发生此种暴露。对于在该区域中须避免组织生长的程度，具有与外部绝缘层 6120 相同或类似材料的绝缘环 6216 可软熔或以其它方式结合在该部分 6125 上。

[0384] 在该示例中示出，可存在替代外部绝缘层 6152，以在内部绝缘层 6122 和绝缘延伸部 6132 之间形成搭接部。绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分，其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔，且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0385] 如上所述，金属连接器 6131 可包括在近端或远端上，以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6131 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0386] 图 45 示出产生图 44 所示屏蔽件端接部的一组步骤的一个示例。在连接器步骤 6131，金属连接器 6131 定位在内部绝缘层 6122 上。在编织步骤 6222，屏蔽件 6118 编织到内部绝缘层 6122 上，并且编织在金属连接器 6131 上方。例如，在软熔步骤 6224，外部绝缘层 6120 通过软熔或其它过程在屏蔽件 6118 之上结合到内部绝缘层 6131 上，直至金属连接器 6131。在结合步骤 6226，绝缘环 6216 则可软熔或注塑在金属连接器 6131 上的编织部分 6125 上。

[0387] 图 46 以剖视图来示出可植入医疗引导件 6108 的另一实施例, 其中沿轴向中心线进行剖切。引导件 6108 包括在内部绝缘层 6122 和绝缘延伸部 6132 之间的连结部, 而内部绝缘层 6122 端接在该连结部处。在该示例中, 屏蔽件 6118 并不保持编织在内部绝缘层 6122 上。而是, 通过外部绝缘层 6120 和内部绝缘层 6122 产生锥形消融部, 且屏蔽件 6118 离开外部绝缘层 6120 并且在锥部处与内部绝缘层 6122 隔开。

[0388] 具有带螺纹锥部 6234 的金属连接器 6232 拧到内部和外部绝缘层 6122、6120 的锥部上。带螺纹锥部 6234 咬入内部和外部绝缘层 6122、6120 中, 以提供坚固的物理连接。屏蔽件 6118 通过金属连接器 6232 到达存在有相反锥部的相对侧部。在此, 屏蔽件 6118 在紧紧地定位在金属连接器 6232 的锥部和内部金属连接器 6236 的锥部之间的同时进行端接, 且该内部金属连接器的锥部定位在绝缘延伸部 6132 的周围。

[0389] 绝缘延伸部 6132 在该示例中延伸引导件 6108 的剩余部分, 其中环状电极 6134 定位于近端。丝状线 6124 经由丝状线跨接件 6136 而跨接至它们的相应环状连接器。在一些实施例中可存在内腔, 且丝状线 6124 定位在该内腔周围。

[0390] 如上所述, 金属连接器 6232、6236 可包括在近端或远端上, 以端接屏蔽件 6118。还可根据上述间隔来设定金属连接器 6232、6236 与远侧电极或近侧连接器的间隔。

[0391] 图 47 示出产生图 46 所示屏蔽件端接部的一组步骤的一个示例。在连接器步骤 6242, 内部金属连接器 6236 定位在内部绝缘层 6122 的端部处。在编织步骤 6236, 屏蔽件 6118 编织到内部绝缘层 6122 上, 并且编织在内部金属连接器 6244 上方。例如, 在软熔步骤 6246, 外部绝缘层 6120 通过软熔或其它过程在屏蔽件 6118 之上结合到内部绝缘层 6122 上。

[0392] 在消融步骤 6248, 对内部和外部绝缘层 6122、6120 进行消融, 以形成锥部并露出屏蔽件 6118。然后在连接器步骤 6250, 将外部金属连接器 6232 在内部金属连接器 6232 以及内部和外部绝缘层 6122、6120 上放置就位。在此, 外部金属连接器 6232 可相对于内部和外部绝缘层 6122、6120 转动, 以使带螺纹锥部 6234 沉到内部和外部绝缘层 6122、6120 中, 同时外部金属连接器 6232 与抵靠于内部金属连接器 6236 定位的屏蔽件 6118 紧紧地接触。外部金属连接器 6232 可在屏蔽件 6118 和内部金属连接器 6236 上压接或焊接就位。

[0393] 图 48 示出具有附加特征的实施例, 其可包括连结部 6276, 该连结部可具有诸如平接部、嵌接部或搭接部 6130、6140 和 6150 之类的各种类型。在连结部 6276 处, 引导件 6108 的外部金属连接器 6131、6174 与另一层 6278 相遇。该层 6278 可以是绝缘延伸部 6132 和 / 或替代外部绝缘层 6152。在任一情形中, 屏蔽件 6118 的导线可部分地延伸到层 6278 中。然而, 在将层 6278 结合至层 6122 之前, 屏蔽件 6118 的导线的端部可如图 48 所示单独地折叠在区域 6274 处。于是, 折叠端部较不会磨损和偏移。

[0394] 参见图 49-58 所披露的实施例通过将旋转直接施加于可植入医疗引导件、而使管心针在可植入医疗引导件的内腔内旋转。可植入医疗引导件具有抗扭刚度并且旋转地联接于管心针。可通过引导件本体的罩套内的诸如屏蔽件之类的零件来提供该抗扭刚度。可经由引导件和 / 或管心针来提供可植入医疗引导件与管心针的旋转联接。

[0395] 图 49 示出一情况, 其中可植入医疗引导件 7108 被植入患者内。引导件 7108 在引入位点 7112 处进入患者, 在该引入位点处, 引入针提供进入身体的通道。为了说明起见而透明地示出引导件 7108, 以露出存在于引导件 7108 的内腔内的管心针 7132。管心针 7132、

确切地说是管心针 7132 的弯曲梢端 7134 用于在插入引导件 7108 时对该引导件 7108 进行导向, 以将引导件 7108 的远端引至刺激位点, 而该刺激位点会离引入位点 7112 具有显著的距离。

[0396] 通过旋转管心针 7132 而将弯曲梢端 7134 旋转就位。管心针 7132 可在近端包括管心针毂 7130。该管心针毂 7130 可如下所述与引导件 7108 配合。为了旋转管心针 7132 和弯曲梢端 7134, 医生可在引入位点 7112 处将旋转 7136 直接施加于引导件 7108, 而不是返回以抓持管心针毂 7130。引导件 7108 是抗扭刚性的, 从而旋转 7136 沿引导件 7108 的长度产生旋转, 包括近端附近的旋转 7138、毂的旋转 7142 以及远端附近的旋转 7140。

[0397] 管心针 7132 在一个或多个点处联接于引导件 7108。旋转联接可位于引导件 7108 的近端或远端附近, 并且如下所述能以各种方式来进行此种旋转联接。因此, 在引入位点 7112 处施加于引导件 7108 的旋转 7136 致使管心针 7132 沿直达弯曲梢端 7134 的长度旋转。

[0398] 管心针 7132 和管心针毂 7130 可由各种材料构成。例如, 管心针可由提供抗扭刚度的钢、不锈钢、钨、铍以及它们的合金构成。管心针毂可由诸如尼龙、聚碳酸酯或其它刚性工程塑料之类的各种材料构成。

[0399] 图 50 示出一旦引导件 7108 已被引入刺激位点而就位的可植入医疗系统。可植入医疗系统包括具有生物相容外壳和顶盖 7106 的 IMD 7102。引导件 7108 在刺激位点处包括用于提供刺激的远侧电极 7116。引导件还包括近侧连接器 7110, 该近侧连接器通过定位螺钉或其它机构而固定在顶盖 7106 内, 并且联接于 IMD 7102 的电路。IMD 7102 产生提供给连接器 7110 的刺激信号。引导件 7108 内的丝状线将来自连接器 7110 的刺激信号带给电极 7116。

[0400] 图 51 和 52 示出可植入医疗引导件 7108 的一实施例, 其中存在有提供抗扭刚性的屏蔽件 7118。为了说明屏蔽件 7118, 在图 51 中透明地示出外部罩套层 7120。除了产生抗扭刚性以外, 可由于各种原因而包括屏蔽件 7118。例如, 屏蔽件 7118 可提供对于来自不希望的 RF 能量的防护。例如, 引导件 7108 会是磁共振成像 (MRI) 的安全引导件, 该引导件使得患者能具有 MRI 扫描, 而不会产生由于在引导件 7108 的丝状线中感生出 RF 电流而引起组织受损的危害。导电丝状线 7124 延伸有引导件 7108 的长度并且将近侧连接器 7110 与远侧电极 7116 互连起来, 使得刺激信号从引导件 7108 的近端传导至远端。

[0401] 如图 51 所示, 该示例的屏蔽件 7118 是编织金属线。该金属线可由诸如钛、钽、铂、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是, 使用生物相容金属来用于屏蔽件 7118, 尤其是对于为了接线而暴露屏蔽件 7118 的一部分的实施例来说。虽然将屏蔽件 7118 示作编织件, 但可选择其它屏蔽件构造, 例如以交迭方式卷绕的金属箔。如果屏蔽并不是理想的, 则该箔可更松散地卷绕并且仍提供抗扭刚度。

[0402] 如图 52 所示, 屏蔽件 7118 可嵌在引导件 7108 的罩套内。使引导件 7108 构造有屏蔽件 7118 的一个方式是提供内部罩套 7122, 该内部罩套封闭有丝状线 7124 和可围绕每根丝状线的任何附加绝缘层 7126。屏蔽件 7118 则可留存在内部罩套 7122 的外部上, 而外部罩套 7120 则可将屏蔽件 7118 封闭。

[0403] 屏蔽件 7118 可经由通过外层 7120 的 RF 耦合和 / 或经由与罐 7104 的接地而接地至组织, 和 / 或经由接地环而接地至组织。对于将屏蔽件 7118 与组织进行 RF 耦合是理想的

实施例来说，外部罩套层 7120 可相对较薄，例如在 0.5 至 5 密耳的量值上。在屏蔽件 7118 于 IMD 的罐处接地、并且经由 RF 耦合通过外部罩套 7120 从屏蔽件 7118 直接与组织的接地较不重要的情形下，则屏蔽件 7118 可定位成离引导件 7108 的外表面更远。外部罩套 7120 可通过收缩就位或者通过压出屏蔽件 7118 之上而增添在屏蔽件 7118 上。

[0404] 内部和外部罩套 7122、7120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成，而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。尤其是对于经皮引导件 7108 来说，内腔 7128 包括在内部罩套 7122 中，以允许插入管心针 7132，从而将引导件推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0405] 在图 52 所示的剖视图中示出，在沿着引导件的该特定位点处，管心针 7132 自由地位于内腔 7128 内。该管心针 7132 相对于内腔 7128 具有间隙。该间隙可有助于将管心针 7132 插到内腔 7128 中。

[0406] 图 53 示出沿着引导件 7108 的一实施例的位点处的剖视图，其中在引导件 7108 和管心针 7132 之间建立旋转耦合。在该点处，引导件 7108 的内腔 7128 具有形成通道 7144 的一部分，该通道具有正方形的横截面形状而非圆形的横截面形状。作为一个示例，该通道 7144 可在远侧电极位置的远侧而产生在引导件 7108 的远侧梢端中。管心针 7132 类似地具有轴 7146，该轴具有正方形横截面形状并且装配在内腔 7128 的正方形通道 7144 内。正方形通道 7144 的位置可设置成：当管心针 7132 完全插到引导件 7108 中时，管心针 7132 的正方形轴 7146 与内腔 7128 的正方形通道 7144 匹配。该正方形形状有效地将管心针 7132 键入引导件 7108，从而实现旋转耦合。

[0407] 图 54 示出沿着引导件 7108 的另一实施例的位点处的剖视图，其中在引导件 7108 和管心针 7132 之间建立旋转耦合。在该点处，引导件的内腔 7128 具有形成通道 7148 的一部分，该通道具有星形的横截面形状而非圆形的横截面形状。作为一个示例，该通道 7148 可在远侧电极位置的远侧而产生在引导件 7108 的远侧梢端中。管心针 7132 类似地具有轴 7150，该轴具有星形横截面形状并且装配在内腔 7128 的星形通道 7148 内。星形通道 7148 的位置可设置成：当管心针 7132 完全插到引导件 7108 中时，管心针 7132 的星形轴 7150 与内腔 7128 的星形通道 7148 匹配。该星形形状有效地将管心针 7132 键入引导件 7108，从而实现旋转耦合。

[0408] 图 55 示出沿着引导件 7108 的另一实施例的位点处的剖视图，其中在引导件 7108 和管心针 7132 之间建立旋转耦合。在该点处，引导件的内腔 7128 具有形成通道 7152 的一部分，该通道具有六边形的横截面形状而非圆形的横截面形状。作为一个示例，该通道 7152 可在远侧电极位置的远侧而产生在引导件 7108 的远侧梢端中。管心针 7132 类似地具有轴 7154，该轴具有六边形横截面形状并且装配在内腔 7128 的六边形通道 7152 内。六边形通道 7152 的位置可设置成：当管心针 7132 完全插到引导件 7108 中时，管心针 7132 的六边形轴 7154 与内腔 7128 的六边形通道 7152 匹配。该六边形形状有效地将管心针 7132 键入引导件 7108，从而实现旋转耦合。

[0409] 为了说明起见而示出正方形、星形以及六边形形状。应理解的是，可使用任何数量的成形配合件来在引导件 7108 和管心针 7132 之间建立旋转耦合。此外，应理解的是，耦合可发生在沿着引导件 7108 的存在有抗扭刚性的任何点或多个点处。

[0410] 图 56 示出引导件 7108 的近端的侧视图，其中内腔 7128 与管心针毂 7130 的实施

例配合,以在管心针 7132 和引导件 7108 之间建立旋转耦合。管心针毂 7130 包括从毂 7130 延伸至管心针 7132 的锥形区域 7156。位于较大直径端的锥形区域 7156 具有比内腔 7158 的直径大的直径。于是,该锥形区域 7156 可压配到引导件 7108 的内腔 7128 中,以产生建立旋转耦合的摩擦配合。

[0411] 图 57 示出引导件 7108 的近端的侧视图,其中内腔 7128 与管心针毂 7130 的另一实施例配合,以在管心针 7132 和引导件 7108 之间建立旋转耦合。管心针毂 7130 包括从毂 7130 延伸至管心针 7132 的花键区域 7158。由花键区域 7158 所产生的直径会比内腔 7128 的直径大。该花键区域 7158 可压配到引导件 7108 的内腔 7128 中,以与内腔 7128 内的花键配合,从而建立旋转耦合。

[0412] 图 58 示出引导件 7108 的近端的侧视图,其中内腔 7128 与管心针毂 7130 的另一实施例配合,以在管心针 7132 和引导件 7108 之间建立旋转耦合。管心针毂 7130 包括从毂 7130 延伸至管心针 7132 的带螺纹区域 7160。由带螺纹区域 7160 所产生的直径会比内腔 7128 的直径大。该带螺纹区域 7160 可拧到引导件 7108 的内腔 7128 中,以与内腔 7128 内的螺纹配合,从而建立旋转耦合。

[0413] 为了说明起见而示出毂 7130 与内腔 7128 的锥形、花键以及带螺纹配合。应理解的是,可使用任何数量的毂特征来与内腔 7128 配合,从而提供旋转耦合。还应理解的是,类似的特征可用于使得毂 7130 并不在近端处例如通过具有围绕外层 7120 的锥部、花键或螺纹而与引导件 7108 的外层 7120 配合,而是具有比外层 7120 小的直径。这些特征面向内以与外层 7120 配合并且建立旋转耦合。

[0414] 参见图 59-72 所披露的实施例提供辐射不透标记,这些辐射不透标记增添于可植入医疗引导件或者增添于连接于引导件的可植入医疗装置 (IMD) 来识别被设计成用于安全应用于诸如 MRI 扫描之类的医疗过程的引导件。这些辐射不透标记在 X 射线上或者在荧光检查过程中是可见的,从而管理人员可从视觉上确保将引导件设计成用于安全地应用于所关心的医疗过程。

[0415] 图 59 示出可植入医疗系统的实施例,该可植入医疗系统包括具有容纳有电子仪器和顶盖 8106 的罐 8104 的 IMD 8102。在该示例中,IMD 8102 将信号提供给一对可植入医疗引导件 8108、8109,且该对可植入医疗引导件经由顶盖 8106 而与 IMD 8102 进行物理连接和电连接。

[0416] 提供辐射不透标记 8130、8131 来识别对于给定过程来说安全的引导件 8108、8109。在该具体示例中,辐射不透标记 8130、8131 是直接固定于相对应引导件 8108、8109 的标签。永久型缝合线 8132 将标签 8130 保持于引导件 8108,而缝合线 8133 将标签 8131 保持于引导件 8109。通过使引导件 8108、8109 单独地挂标签,管理人员能确保两个引导件对于给定过程都是安全的。

[0417] 在已将引导件 8108、8109 安全地植入到患者中之后,可增添标签 8130、8131。对于经皮引导件来说,由于引导件 8108、8109 经由缺少标签 8130、8131 所需间隙的引导针而插到患者体内,因而这是尤其理想的。因此,一旦引导件 8108、8109 在引导件的近端位于切口位点附近并且在移除引导针的情形下就位,标签 8130、8131 就插到为了 IMD 8102 而制的囊袋中并且由医生缝合就位。

[0418] 标签 8130、8131 可由具有一定密度的生物相容材料构成,该材料在 X 射线下或者

在荧光检查过程中是可见的,因而是充分不透辐射的。这些材料的示例包括钡、钽、铂以及铂铱合金。标签 8130、8131 的尺寸是可变的,但当将尺寸设计成具有位于 0.25 至 5 厘米范围中以及在 0.01 至 0.2 英寸厚范围内的长度和宽度时,标签 8130、8131 是充分可见的,同时足够小以舒适地装配在 IMD8102 附近的囊袋内或附近。

[0419] 当管理人员希望执行诸如 MRI 之类的给定医疗过程时,该人员可采用 X 射线或进行荧光检查来寻求辐射不透标记。IMD 8102 自身会也需要设计成在给定的医疗过程中是安全的,并且可具有其自身的内部或外部辐射不透标记。因此,将标签 8130、8131 放置在 IMD 8102 附近会是理想的,从而引导件 8108、8109 的标签和 IMD 8102 的标记都位于 X 射线或者荧光检查过程中的相同视域中。

[0420] 在图 59 所示的示例中,标签 8130、8131 包括呈特定符号形状的孔 8138、8139。由于这些孔 8138、8139,在 X 射线下或者在荧光检查过程中,能可区别地观察到标签 8130、8131 内的此种形状。因此,该孔 8138、8139 可识别引导件 8108、8109 的安全状况和 / 或安全进行的医疗过程。图 59 中所示的孔 8138、8139 中的形状是波形,该波形指代引导件 8108、8109 对于在正常工作参数内进行的 MRI 扫描是安全的。

[0421] 图 60 示出辐射不透标签 8130 的类似构造。然而,不同于由医生将标签 8130 缝合至引导件 8108,该医生将引导件 8108 的近端联接于放置到囊袋中的 IMD8102,并且将标签 8130 缝合至 IMD8102。在所示的示例中,从标签 8130 伸出的缝合线 8132 系统于罐 8104。应理解的是,缝合线 8132 能以其它方式系至 IMD 8102 或者系至 IMD 8102 的特定特征。

[0422] 图 61 示出紧邻于 IMD 8102 和引导件 8108 放置标签 8130 的另一示例。然而,在该示例中,标签 8130 并不系于任一部件,而是松散地定位在定位有 IMD8102 的囊袋 8136 内。该囊袋 8136 防止标签 8130 远离 IMD 8102 的位置偏移,使得标签 8130 保持在与 IMD 8102 和引导件 8108 在 X 射线或荧光检查过程中相同的视域中。

[0423] 图 62 示出紧邻于 IMD 8102 和引导件 8108 放置标签 8130 的另一示例。在该示例中,并非将标签 8130 缝合至引导件 8108,医生可选择使用胶合剂 8140 而将标签 8130 粘合至引导件。适合于将标签 8130 粘合至引导件 8108 的胶合剂的示例包括医疗粘合剂。

[0424] 图 63 示出通过将标签 8130 粘合至 IMD 8102 而紧邻于 IMD 8102 放置标签 8130 的另一示例。在此,标签 8130 利用胶合剂 8140 粘合至 IMD 8102。适合于将标签 8130 粘合至引导件 8102 的胶合剂的示例还包括医疗粘合剂。

[0425] 图 64 示出紧邻于 IMD 8102 和引导件 8108 放置标签 8130 的另一示例。在该示例中,标签 8130 附连于夹持件 8142,例如 U 形的弹簧加载夹持件或者诸如机械锁定的特征之类的其它夹持件,包括棘爪。该夹持件 8142 紧紧抵靠于引导件 8108,以使标签 8130 相对于引导件 8108 保持就位。

[0426] 图 65 示出紧邻于 IMD 8102 放置标签 8130 的另一示例。在此,标签 8130 包括紧紧抵靠于 IMD 8102 的罐 8104 的夹持件 8142。夹持件 8142 能同样紧紧抵靠于 IMD 8102 的其它部分,例如顶盖 8106。图 65 所示的夹持件 8142 可具有参见图 64 所示的上述相同类型。

[0427] 图 66 示出紧邻于 IMD 8102 和引导件 8108 放置标签 8130 的另一示例。在该示例中,标签 8130 具有形成环形的延伸部 8144。首先,延伸部 8144 可以是开环,使得该延伸部能容易地配合在引导件 8108 上。然后,可对延伸部 8144 进行压接,以绕引导件 8108 形成闭合的或近似闭合的环并且相对于引导件 8108 来固定标签 8130。

[0428] 图 67A 示出安装在引导件上的辐射不透标记的示例, 其中辐射不透标记并不是标签。而是, 辐射不透标记是辐射不透线圈 8146', 该辐射不透线圈处于通过轴向地压缩线圈 8146' 而产生的径向扩张状态中。该径向扩张状态使得线圈 8146' 能绕引导件 8108 放置, 且引导件 8108 沿轴向方向行进通过线圈的中心。在引导件 8108 的近端、在此示作连接器 8110 被插到顶盖 8106 中之前, 将线圈 8146' 放置在引导件 8108 的近端上。

[0429] 图 67B 示出了处于径向收缩状态的辐射不透线圈 8146。在此, 一旦沿引导件 8108 适当地定位, 自然允许线圈 8146 轴向地扩张以径向地收缩, 直到线圈直径适合于引导件 8108 直径、以将线圈 8146 在引导件 8108 上固定就位为止。引导件 8108 则连接于 IMD 8102, 而线圈 8146 在该示例中定位于 IMD 8102 附近, 以位于相同的视域中。线圈 8146 自身是指示引导件 8108 对于诸如 MRI 之类特定医疗过程安全的可见形状。

[0430] 辐射不透线圈 8146 可由类似于标签 8130 的材料构成。例如, 线圈 8146 可由钡、钽、铂以及铂铱合金构成。线圈 8146 的尺寸是可变的, 但当将尺寸设计成在径向收缩时在长度上位于 0.04 英寸至 1.0 英寸的范围内而在直径上位于从 2 密耳至 0.10 密耳的范围内时, 线圈 8146 是充分可见的, 同时足够小以舒适地装配在 IMD 8102 附近的囊袋内或附近。

[0431] 图 68A 和 68B 示出工具 8150 的一个示例, 该工具 8150 用于将处于径向扩张状态的线圈 8146' 放置到引导件 8108 上, 并且将处于径向收缩状态的线圈 8146 沉积在引导件 8108 上的所希望位置处。工具 8150 通过提供比引导件 8108 大的直径、并同时提供用于引导件 8108 的通道而使线圈 8146' 保持径向扩张状态。

[0432] 如图 68B 所示, 工具 8150 定位在引导件 8108 上, 而引导件 8108 通过工具 8150 的通道。将线圈 8146' 从工具 8150 推出, 直到线圈 8146 绕引导件 8108 具有径向收缩端部为止。然后, 可从引导件 8108 推离工具 8150, 以使线圈 8146' 处于径向扩张状态的剩余部分能滑出工具 8150 并且滑到引导件 8108 上, 在此线圈 8146 实现径向收缩状态。

[0433] 图 69A 示出可用于将辐射不透标记放置到引导件 8108 上的聚合物结构 8152。图 69B 示出一旦放置在引导件 8108 上的聚合物结构 8152。该聚合物结构 8152 包括允许引导件 8108 通过的圆柱形孔 8154。该圆柱形孔 8154 可例如通过使用传统的锚定展开工具而伸展至比引导件 8108 大的直径, 以将聚合物结构放置在引导件 8108 上。然后, 聚合物结构 8152 可从锚定工具移除, 以允许聚合物结构 8152 收缩到引导件 8108 上。

[0434] 聚合物结构 8152 包括偏离部分 8155。在该偏离部分 8155 内, 嵌有辐射不透板 8156。该辐射不透板 8156 可包括传递给管理人员的符号 8158 或其它信息。辐射不透板 8156 可由类似于标签 8130 的材料构成。例如, 该板 8156 可由钡、钽、铂以及铂铱合金构成。板 8156 的尺寸可变化, 但当将尺寸设计成在长度 / 宽度上具有约 0.040 英寸和约 0.01 至 0.2 英寸厚时, 板 8156 充分可见, 同时足够小以容纳在聚合物结构 8152 内。

[0435] 图 69A 和 69B 所示的聚合物结构 8152 类似于引导件锚定件。然而, 该聚合物结构 8152 缺少缝合翼。由于圆柱形孔 8154 的收缩将聚合物结构保持就位, 因而无需缝合件。

[0436] 定位有辐射不透板 8156 的部分 8155 的偏离使聚合物结构 8156 能易于从引导件 8108 中移除。由于辐射不透标记并不围绕圆柱形孔 8154, 因而可沿圆柱形孔 8154 进行轴向切割。然而, 如果并不考虑移除的容易性, 则这些实施例可使辐射不透板 8156 绕圆柱形孔 8154 定心。

[0437] 图 69C 示出类似的聚合物结构 8168。然而, 该聚合物结构 8168 呈引导件锚定件的

形式,该引导件锚定件包括缝合翼 8170 且同时还包括辐射不透板 8156。并非依赖于圆柱形孔来收缩在引导件 8108 上,该引导锚定件 8168 可附加地或替代地具有缝合件 8132,该缝合件 8132 将缝合翼 8170 系至引导件 8108,以将聚合物结构 8168 在 IMD 8102 附近保持就位。如果聚合物结构 8160 通过缝合件 8132 而不是在引导件 8108 的收缩状态来保持就位,则甚至在希望易于移除的情形下,辐射不透板 8156 可在聚合物结构 8160 内绕引导件 8108 定心。

[0438] 图 70A 示出可用于将辐射不透标记放置到引导件 8108 上的另一聚合物结构 8160。图 70B 示出一旦放置在引导件 8108 上的聚合物结构 8160。该聚合物结构 8160 包括允许引导件 8162 通过的圆柱形孔 8154。该圆柱形孔 8162 可例如通过使用传统的锚定展开工具而伸展至比引导件 8108 大的直径,以将聚合物结构 8160 放置在引导件 8108 上。然后,聚合物结构 8160 可从锚定工具移除,以允许聚合物结构 8160 收缩到引导件 8108 上。

[0439] 聚合物结构 8160 包括偏离部分 8164。在该偏离部分 8164 内,嵌有辐射不透线圈 8166。该辐射不透线圈 8166 可形成传递给管理人员的符号或其它信息。辐射不透线圈 8166 可由类似于线圈 8146 的材料构成。例如,线圈 8166 可由钡、钽、铂以及铂铱合金构成。线圈 8166 的尺寸是可变的,但当将尺寸设计成在长度上位于 0.04 英寸至 1.0 英寸的范围内而在线直径上位于 2 密耳至 0.10 密耳的范围内并且具有 0.020 至 0.5 英寸的总直径时,线圈 8166 是充分可见的,同时足够小以舒适地容纳在聚合物结构 8160 内。

[0440] 图 70A 和 70B 所示的聚合物结构 8160 也类似于引导锚定件。然而,该聚合物结构 8160 缺少缝合翼。由于圆柱形孔 8162 的收缩将聚合物结构 8160 保持就位,因而无需缝合件。

[0441] 定位有辐射不透线圈 8166 的部分 8164 的偏离使聚合物结构 8160 能易于从引导件 8108 中移除。由于辐射不透标记并不围绕圆柱形孔 8162,因而可沿圆柱形孔 8162 进行轴向切割。然而,如果不考虑移除的容易性,则这些实施例可使辐射不透线圈 8166 绕圆柱形孔 8162 定心。

[0442] 图 70C 示出类似的聚合物结构 8172。然而,该聚合物结构 8172 呈引导锚定件的形式,该引导锚定件包括缝合翼 8174 且同时还包括辐射不透线圈 8166。并非依赖于圆柱形孔来收缩在引导件 8108 上,该引导锚定件 8172 可附加地或替代地具有缝合件 8132,该缝合件 8132 将缝合翼 8174 系至引导件 8108,以将聚合物结构 8172 在 IMD 8102 附近保持就位。如果聚合物结构 8172 通过缝合件 8132 而不是在引导件 8108 上的收缩状态来保持就位,则甚至在希望易于移除的情形下,辐射不透线圈 8166 可在聚合物结构 8172 内绕引导件定心。

[0443] 图 71 和 72 示出可植入医疗引导件 8108 的一实施例,其中存在有屏蔽件 8118。该屏蔽件 8118 可提供对于 RF 能量的防护,允许引导件 8108 能有条件地 MRI 安全,并由此适于承载用于 MRI 的辐射不透标记。为了说明屏蔽件 8120,在图 71 中透明地示出外部罩套层 8118。该屏蔽件 8118 可提供对于 MRI 的 RF 能量的防护,而该 MRI 的 RF 能量否则会由于在引导件 8108 的丝状线中感生出 RF 电流而指示组织受损。导电丝状线 8124 延伸引导件 8108 的长度并且将近侧连接器 8110 与远侧电极互连起来,使得刺激信号从引导件 8108 的近端传导至远端。

[0444] 如图 71 所示,该示例的屏蔽件 8118 是编织金属线。该金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的

是,使用生物相容金属来用于屏蔽件 8118,尤其是对于为了接线而暴露屏蔽件 8118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 8118 示作编织线,但可选择其它屏蔽件构造,尤其是在柔韧性不是问题的情形下,例如以交迭方式卷绕于引导件 8108 的箔带或者大量涂覆有导电颗粒的外层 8120。

[0445] 如图 72 所示,屏蔽件 8118 可嵌在引导件 8108 的罩套内。使引导件 8108 构造有屏蔽件 8118 的一个方式是提供内部罩套 8122,该内部罩套封闭有丝状线 8124 和可围绕每根丝状线 8124 的任何附加绝缘层 8126。屏蔽件 8118 则可位于内部罩套 8122 的外部上,而外部罩套 8120 则可将屏蔽件 8118 封闭。

[0446] 屏蔽件 8118 可经由通过外层 8120 的 RF 耦合和 / 或经由与罐 8104 的接地而接地至组织,和 / 或经由接地环而接地至组织。对于将屏蔽件 8118 与组织进行 RF 耦合是理想的实施例来说,外部罩套层 8120 可相对较薄,例如在 0.5 至 5 密耳的量值上。在屏蔽件 8118 于 IMD 8102 的罐 8104 处接地、并且经由 RF 耦合通过外部罩套 8120 从屏蔽件 8118 直接与组织的接地较不重要的情形下,则屏蔽件 8118 可定位成离引导件 8108 的外表面更远。外部罩套 8120 可通过收缩就位或者通过压出屏蔽件 8118 之上而增添在屏蔽件 8118 上。

[0447] 内部和外部罩套 8122、8120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成,而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 8128 可包括在内部罩套 8122 内部,且所绝缘的丝状线 8124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩盖 3122 周围。尤其是对于经皮引导件 8128 来说,内腔 8108 会是有用的,以允许插入管心针,从而将引导件 8108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0448] 参见图 73-76D 所披露的实施例使存在于可植入医疗引导件内的屏蔽件减小抗扭刚性,而该可植入医疗引导件用于可植入医疗装置 (IMD)。该屏蔽件的抗扭刚性能以各种方式来减小,例如通过对屏蔽件进行轴向切割,以形成破坏该屏蔽件的周向机械连续性的槽。该槽然后可闭合,以重新建立屏蔽件的周向屏蔽连续性并且保存屏蔽功能。

[0449] 图 73 示出可植入医疗系统 9100 的示例,该可植入医疗系统包括联接于引导件 9108 的 IMD 9102。IMD 9102 包括金属罐 9104,该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 9102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 9106,该顶盖附连于金属罐 9104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 9106。顶盖 9106 提供一结构,该结构用于将引导件 9108 固定于 IMD 9102 并且用于在 IMD 9102 的电路和引导件 9108 的电极之间建立电连接。

[0450] 引导件 9108 在远端处具有电极 9116,这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件还在近端上包括连接器环 9110,而该连接器环定位在顶盖 9106 内。连接器环 9110 在顶盖内与电连接件 9111 进行物理接触。电连接件 9111 可包括金属触件,连接器环 9110 在插到顶盖 9106 中时抵靠在该金属触件上,在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 9104 中。由 IMD 9102 施加于连接器环 9110 的信号通过引导件 9108 传导至电极 9116,从而为患者提供刺激治疗。

[0451] 引导件 9108 例如通过顶盖 9106 内的定位螺钉组 9112 而固定在顶盖 9106 中,该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 9114 紧固抵靠于连接器环 9110 中的至少一个。如图 74A 和 74B 所示的屏蔽件 9118 能经由通过罩套的电容耦合或者经由接线环、从 IMD 9102 沿引导件长度向下的一个或多个位点接地至身体。屏蔽件 9118 也可接地在图 73 所示的 IMD 9102

的罐 9104 处。

[0452] 图 74A 和 75B 示出引导件 9108 的一个示例, 其中存在有屏蔽件 9118。为了说明屏蔽件 9120, 在图 74A 中透明地示出引导件罩套的外部绝缘层 9118。屏蔽件 9118 将由于直接联接于导电丝状线 9124 而存在于引导件 9108 内的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 9124 延伸引导件的长度并且将近侧的连接器环 9110 与远侧的电极 9116 互连起来, 使得刺激信号从引导件 9108 的近端传导至远端。

[0453] 如图 74A 所示, 该示例的屏蔽件 9118 是编织金属线集合。这些金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是, 使用生物相容金属来用于屏蔽件 9118, 尤其是对于为了接地而暴露屏蔽件 9118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 9118 示作编织线, 但可选择其它屏蔽件构造, 尤其是在柔性度不是问题的情形下, 例如盘绕构造、以交迭方式卷绕于引导件 9108 的箔带或者大量涂覆有导电颗粒的外层 9120。

[0454] 如图 75A 所示, 屏蔽件 9118 可嵌在引导件 9108 的罩套内。使引导件 9108 构造有屏蔽件 9118 的一个方式是提供罩套的内部绝缘层 9122, 该内部绝缘层封闭有丝状线 9124 和任何附加的绝缘层 9126, 例如是可围绕每根丝状线 9124 的聚四氟乙烯 (PTFE) 制的绝缘层。屏蔽件 9118 则可位于内部绝缘层 9122 的外部上, 而外部绝缘层 9120 则可将屏蔽件 9118 封闭。外部绝缘层 9120 可增添在屏蔽件 9118 上并收缩就位, 或者可挤压于屏蔽件 9118 之上。外部罩套 9120 可增添在编织线 9118 之上, 或者可挤压于编织线之上。

[0455] 对于希望使 RF 屏蔽件 9118 与组织耦合的实施例来说, 通常例如电容耦合, 该电容耦合作为在罐 9104 处或沿着引导件 9108 进行接地的附加, 且外部罩套层 9120 覆盖屏蔽件 9118 的量会相对较薄, 例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 9118 经由直流耦合或电容耦合而在沿其长度的一个或多个特定位置处进行接地的情形下, 屏蔽件 9118 可定位成离引导件 9108 的外表面更远。

[0456] 罩套的内部和外部绝缘层 9122、9120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的相同或类似材料构成, 而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 9128 可包括在内部罩套 9122 内部, 且所绝缘的丝状线 9124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩盖 3122 周围。尤其是对于经皮引导件 9128 来说, 内腔 9108 会是有用的, 以允许插入管心针, 从而将引导件 9108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0457] 如图所示, 屏蔽件 9118 绕内部绝缘层 9122 的周缘具有机械和屏蔽连续性。通过编织屏蔽件 9118 的连续导线来实现此种连续性。由于不存在足够大而允许 RF 能量易于通过的非导电开口, 因而存在此种周缘屏蔽连续性。该机械连续性在未屏蔽引导件上在抗扭刚性方面产生较大的增长, 这在一些方面会是有益的但在其它方面是不利的。

[0458] 不利方面可包括由于较高的扭转刚性而在植入过程中难于扭转引导件。当将引导件 9108 引导至刺激位点并且引导至 IMD 9102 以及当将引导件 9108 长度过度地卷绕于 IMD 9102 时, 使引导件 9108 扭转会是有益的。因此, 在一些情形中, 提供具有减小抗扭刚性的经屏蔽可植入医疗引导件会是理想的。

[0459] 图 74B 和 75B 示出一旦已沿轴向方向切割屏蔽件 9118 来产生槽 9140 时的引导件 9108。屏蔽部分 9142 产生槽 9140 的一个边缘, 而相对的屏蔽部分 9144 产生相对边缘。可通过单次切割或者通过两次切割来产生槽 9140, 而两次切割是大体平行的并且致使屏蔽件

9118 的部段被移除。可在施加外层 9120 之前对屏蔽件 9118 进行切割,从而为了切割屏蔽件 9118,无需对外层 9120 进行切割。

[0460] 现在,图 74B 所示的屏蔽件 9118 由于槽 9140 而缺乏周向机械连续性,于是显著地减小抗扭刚性。然而,由于槽 9140 具有允许 RF 能量易于通过槽 9140 的轴向尺寸,因而该槽 9140 还破坏周向屏蔽连续性。因此,为了保存屏蔽件 9118 的 RF 屏蔽功能,以如下各种方式中的一种来闭合槽 9140 :该方式重新建立周向屏蔽连续性,但同时允许保持破坏的周向机械连续性。

[0461] 图 74C 和 75C 示出引导件 9108 的一个实施例,其中通过相对于 RF 能量的波长充分地闭合槽、使得 RF 能量在槽 9140 的位置难于穿透屏蔽件 9118 来将槽 9140 闭合,以重新建立周向屏蔽连续性。在该示例中,屏蔽部分 9144 搭接在屏蔽部分 9140 上,以从屏蔽连续性的立场上将槽 9140 闭合。屏蔽部分 9144 可以与或不与屏蔽部分 9142 接触,从而周向电气连续性可以或不可重新建立。然而,总之,屏蔽件部分 9144 并不与屏蔽部分 9142 结合,从而它们相对于彼此保持可动,由此保持对于周向机械连续性的破坏。

[0462] 屏蔽部分 9144 可搭接在屏蔽部分 9142 上,从而例如在屏蔽件 9118 松散地编织在内部绝缘层 9122 上的情形下自然会切割屏蔽件 9118。松散编织提供略大于内部绝缘层 9122 的直径的未切割屏蔽直径,从而切割屏蔽件 9118 来产生槽 9140 允许屏蔽部分 9144 塌陷在屏蔽部分 9142 上。屏蔽件 9118 的此种塌陷将槽 9140 闭合,同时屏蔽件直径减小至内部绝缘层 9122 的直径。

[0463] 然后,将外部绝缘层 9120 增添在屏蔽件 9118 之上。外部绝缘层 9120 是使屏蔽件 9118 抵靠于内部绝缘层 9122 而保持就位的聚合物。然而,外部绝缘层 9120 的聚合物是顺应性的,从而在将扭矩施加于引导件 9108 时,屏蔽部分 9144 能相对于屏蔽部分 9142 运动。

[0464] 图 74D 和 75D 示出引导件 9108 的另一实施例,其中通过相对于 RF 能量的波长充分地闭合槽 9140、使得 RF 能量在槽 9140 的位置难于穿透屏蔽件 9118 来将槽 9140 闭合,以重新建立周向屏蔽连续性。在该示例中,通过应用屏蔽衬片 9146 来闭合槽 9140。可使用相同或类似的金属线而类似于编织屏蔽件 9118 来构造该屏蔽衬片 9146。在所示的示例中,该屏蔽衬片 9146 是栅格型式,但应理解的是还可使用其它型式,例如栅格沿轴向导线包括 U 形部分,从而 U 形部分允许引导件 9108 轴向延伸。该屏蔽衬片 9146 在槽 9140 的两侧交迭在屏蔽件 9118 上。屏蔽部分 9144 可以与或不与屏蔽部分 9142 接触,从而周向电气连续性可以或不可重新建立。然而,总之,屏蔽衬片 9146 并不与屏蔽件 9118 结合,从而该屏蔽衬片 9146 能在槽 9140 的任一侧相对于屏蔽件 9118 运动。于是,屏蔽件 9118 的周向机械连续性保持破坏。

[0465] 由于屏蔽衬片 9146 被增添至引导件 9108,因而编织屏蔽件 9118 能以与松散地编织屏蔽件 9118 相反的紧密配合方式施加于内部绝缘层 9122。一旦完成切割,则屏蔽衬片 9146 可直接在屏蔽件 9118 上放置就位,并贯通槽 9140。

[0466] 然后,将外部绝缘层 9120 增添在屏蔽件 9118 和屏蔽衬片 9146 之上。在图 74C 和 75C 所示的实施例中,外部绝缘层 9120 是聚合物,且外部绝缘层 9120 使屏蔽件 9118 抵靠于或靠近内部绝缘层而保持就位,并且还使屏蔽衬片 9146 抵靠于或靠近屏蔽件 9118 保持就位。然而,外部绝缘层 9120 的聚合物是顺应性的,从而在将轴向扭矩施加于引导件 9108 时,屏蔽衬片 9146 能在槽 9140 的任一侧或两侧相对于屏蔽件 9118 运动。

[0467] 图 76A 示出可用在可植入医疗引导件 9108 中的屏蔽件 9150 的代表。该代表是管，且该管对于多个原因来说是说明性的。在屏蔽件 9150 是编织屏蔽件、例如屏蔽件 9118 的情形下，孔相对于 RF 能量的波长较小，从而从 RF 能量的观点来看，编织屏蔽件 9118 有效地是管。在屏蔽件 9150 是另一构造、例如以交迭方式卷绕于内部绝缘层 9122 的箔带的情形下，该箔带形成实际的管。在任一情形中，屏蔽件 9150 中的直线轴向切割减小抗扭刚性，但呈现为槽 9152，且该槽具有 RF 能量可通过的开口。

[0468] 图 76B 示出屏蔽件 9150 的管状代表，该管状代表与编织屏蔽件或者诸如交迭卷绕的箔带之类的其它屏蔽件构造相对应。在此，屏蔽件 9150 使用例如上文在图 74C 和 75C 中示出的交迭技术，来将由直线轴向切割所形成的槽 9152 闭合。可观察到，槽 9152 的一侧上的屏蔽部分 9156 与槽 9152 的相对侧上的另一屏蔽部分 9154 交迭，并且可与或不与屏蔽部分 9154 接触。因此，槽 9152 被有效地闭合，以贯通槽 9152 建立屏蔽连续性，但屏蔽部分 9154、9156 可相对于彼此运动，从而保持破坏的机械连续性。

[0469] 图 76C 示出屏蔽件 9150 的管状代表，该管状代表也可与编织屏蔽件或者诸如交迭卷绕的箔带之类的其它屏蔽件构造相对应。在此，屏蔽件 9150 使用例如上文在图 74D 和 75D 中示出的屏蔽衬片技术，来将由直线轴向切割所形成的槽 9152 闭合。可观察到，屏蔽衬片 9158 达到并贯通槽 9152，以在槽 9152 的两侧与屏蔽件 9150 交迭并且可以或不可与屏蔽件 9150 物理接触。因此，槽 9152 被有效地闭合，以贯通槽 9152 建立屏蔽连续性，但屏蔽衬片 9158 可在槽 9152 的任一侧或两侧相对于屏蔽件 9150 运动，从而保持破坏的机械连续性。

[0470] 图 76D 示出屏蔽件 9160 的管状代表，该管状代表与编织屏蔽件或者诸如交迭卷绕的箔带之类的其它屏蔽件构造相对应。在此，已使用螺旋切割而非直线切割来对屏蔽件 9160 进行切割，以产生螺旋槽 9162。该槽 9162 破坏周向机械连续性以减小抗扭刚性，但槽 9162 还破坏周向屏蔽连续性。

[0471] 可使用上文所述的技术来闭合该槽 9162。屏蔽衬片可卷绕于螺旋槽 9162，以达到并贯通槽 9162 并且实现周向屏蔽连续性。或者，可给予屏蔽件 9160 比内部绝缘层大的直径，且该屏蔽件 9160 定位在该内部绝缘层上，从而在产生槽 9162 时，屏蔽件 9160 会塌陷以产生沿螺旋槽 9162 的交迭部，以建立周向屏蔽连续性。该屏蔽衬片可以是另一箔件或者可以是编织衬片。

[0472] 参见图 77-80C 所披露的实施例提供对于屏蔽件端接的保护，以减小来自屏蔽件端接的 RF 能量与存在于可植入医疗引导件内的丝状线的耦合，且该可植入医疗引导件用于可植入医疗装置 (IMD)。能以各种方式来进行对于屏蔽件端接的保护，例如通过在端接附近翻转该屏蔽件，从而屏蔽件的第一部分使屏蔽件的端接与引导件的内层分离开。其它示例可涉及：包括屏蔽件的分离部件来形成第一和第二部分，其中一个部分使另一部分的终端与引导件的内层分离开。

[0473] 图 77 示出可植入医疗系统 10100 的示例，该可植入医疗系统包括联接于引导件 10108 的 IMD 10102。IMD 10102 包括金属罐 10104，该金属罐通常由诸如 1-4、5 或 9 级钛之类的金属级钛或者类似的其它生物相容材料制成。IMD 10102 包括通常由诸如聚砜或聚氨酯之类材料构成的顶盖 10106，该顶盖附连于金属罐 10104。为了说明起见而透明地示出该顶盖 10106。顶盖 10106 提供一结构，该结构用于将引导件 10108 固定于 IMD 10102 并且用于在 IMD 10102 的电路和引导件 10108 的电极之间建立电连接。

[0474] 引导件 10108 在远端处具有电极 10116，这些电极定位在患者内的刺激位点处。引导件 10108 还在近端上包括连接器环 10110，而该连接器环定位在顶盖 10106 内。连接器环 10110 在顶盖内与电连接件 10111 进行物理接触。电连接件 10111 可包括金属触件，连接器环 10110 在插到顶盖 10106 中时抵靠在该金属触件上，在此导线从金属触件延伸到容纳有电路的罐 10104 中。由 IMD10102 施加于连接器环 10110 的信号通过引导件 10108 传导至电极 10116，从而为患者提供刺激治疗。

[0475] 引导件 10108 例如通过顶盖 10106 内的定位螺钉组 10112 而固定在顶盖 10106 中，该定位螺钉组允许至少一个定位螺钉 10114 紧固抵靠于连接器环 10110 中的至少一个。如图 78A 和 78B 所示的屏蔽件 10118 能经由通过罩套的电容耦合或者经由接线环、从 IMD 10102 沿引导件长度向下的一个或多个位点接线至身体。屏蔽件 10118 也可接地在图 77 所示的 IMD 10102 的罐 10104 处。

[0476] 图 78A 和 78B 示出引导件 10108 的一个示例，其中存在有屏蔽件 10118。为了说明屏蔽件 10120，在图 78A 中透明地示出引导件罩套的外部绝缘层 10118。屏蔽件 10118 将由于直接联接于导电丝状线 10124 而存在于引导件 10108 内的至少一些 RF 能量阻挡掉。导电丝状线 10124 延伸有引导件的长度并且将近侧的连接器 10110 与远侧的电极 10116 互连起来，使得刺激信号从引导件 10108 的近端传导至远端。

[0477] 如图 78A 所示，该示例的屏蔽件 10118 是编织金属线集合。这些金属线可由诸如钛、钽、铌、铂铱合金、铂、钯、金、不锈钢以及它们的合金或者其它金属之类的各种材料构成。理想的是，使用生物相容金属来用于屏蔽件 10118，尤其是对于为了接地而暴露屏蔽件 10118 的一部分的实施例来说。虽然屏蔽件 10118 示作编织线，但可选择其它屏蔽件构造，尤其是在柔韧性不是问题的情形下，例如以交迭方式卷绕于顶盖 10108 的箔带。

[0478] 图 78B 是示出引导件构造的一个示例的剖视图。在该实施例中，保护件既不设置在也不存在于剖取剖面的区域中。因此，图 78B 示出引导件 10108 的大体构造但并未示出保护件的细节，而这些细节会在下文参见图 79A-79C 和 80A-80C 来进行描述。屏蔽件 10108 可嵌在引导件 10108 的罩套内。使引导件 10108 构造有屏蔽件 10118 的一个方式是提供罩套的内部绝缘层 10122，该内部绝缘层封闭有丝状线 10124 和任何附加的绝缘层 10126，例如是可围绕每根丝状线 10124 的聚四氟乙烯 (PTFE) 制的绝缘层。屏蔽件 10118 则可位于内部绝缘层 10122 的外部上，而外部绝缘层 10120 则可将屏蔽件 10118 封闭。外部绝缘层 10120 可增添在屏蔽件 10118 上并收缩就位，或者可挤压于屏蔽件 10118 之上。

[0479] 对于希望使 RF 屏蔽件 10118 与组织耦合的实施例来说，通常例如电容耦合，该电容耦合作为在罐 10104 处或沿着引导件 10108 进行接线的附加，且整个外部罩套层 10120 会相对较薄，例如在 0.5 至 5 密尔的量值上。在屏蔽件 10118 经由直流耦合或电容耦合而在沿其长度的一个或多个特定位置处进行接线的情形下，屏蔽件 10118 可定位成离引导件 10108 的外表面更远。

[0480] 罩套的内部和外部绝缘层 10122、10120 可由诸如各种柔性和生物相容聚合物之类的不同或类似材料构成，而这些柔性聚合物的示例是聚氨酯和硅酮。内腔 10128 可包括在内部罩套 10122 内部，且所绝缘的丝状线 10124 盘绕或以其它方式定位在该内部罩盖 3122 周围。尤其是对于经皮引导件 10128 来说，内腔 10108 会是有用的，以允许插入管心针，从而将引导件 10108 推送和导向到患者内所希望的位置中。

[0481] 图 79A 以轴向剖视图来示出可植入医疗引导件 10108 的实施例, 其中对屏蔽件 10118 的端接进行保护, 以减小 RF 能量与一个或多个丝状线 10124 的耦合。图 80A 示出相同实施例的径向剖视图, 并且在屏蔽件进行端接的地方剖取剖面。虽然在该示例中示出单个盘绕丝状线 10124, 但可包括附加的丝状线并且这些丝状线可具有除了线圈以外的诸如直线线缆之类的其它形式。在该示例中, 屏蔽件 10118 是具有编织金属线的一种连续屏蔽件, 但应理解的是, 还可使用诸如上述卷绕箔之类的其它屏蔽件。

[0482] 该示例的屏蔽件 10118 在引导件 10108 的远端附近具有翻转部 10136。该翻转部 10136 使屏蔽件 10118 产生两个部段, 既从翻转部 10136 返回延伸至引导件 10108 的近端的第一部分, 以及形成屏蔽件 10118 的远侧端接的第二部分 10121。该翻转部 10136 产生对于屏蔽件端接的保护。

[0483] 第二部分 10121 通过第一部分 10118 与内部绝缘层 10122 以及丝状线 10124 分离开。第一部分 10118 编织在内部绝缘层 10122 上, 并且然后可涂敷有外部绝缘层 10120, 但第二部分 10121 保持不被涂敷。然后, 可产生翻转部 10136, 之后第二部分 10121 交迭在外部绝缘层 10120 上, 从而与第一部分 10119 分离开而不与该第一部分接触。第二部分 10121 可从翻转部 10136 朝近端延伸各种距离, 例如从约 1/8 英寸至约 1 英寸的范围内, 从而第二部分 10121 会在轴向上比延伸至近端的第一部分 10119 短, 或者该第二部分 10121 也可延伸至近端。然后, 如果希望使第二部分 10121 与身体组织物理隔离, 则该第二部分 10121 可由附加的外部绝缘层所覆盖, 该附加的外部绝缘层由与外部绝缘层 10120 相同或类似的材料制成。

[0484] 外部绝缘层 10120 在翻转部 10136 处的厚度决定翻转部 10136 的弯曲半径, 且第二部分 10121 在该翻转部交迭到外部绝缘层 10120 上。理想的是具有充分大的、例如 0.002 英寸的弯曲半径, 使得翻转部 10136 并不被用作屏蔽端接部, 而 RF 可通过该屏蔽端接部与丝状线 10124 耦合。适用于给定应用情况的引导件直径可决定每层的相对厚度, 并由此为翻转部 10136 的弯曲半径设定上限。

[0485] 在附加外部绝缘层之前或与此同时, 可产生延伸至外部绝缘层 10120 的延伸部, 以进一步朝定位有诸如电极 10130 之类电极的远端延伸。该延伸部 10132 可由与外部绝缘层 10117、10120 的材料相同或类似的材料构成。电极 10130 具有丝状线跨接线 10134 或者丝状线自身, 而该丝状线跨接线或丝状线自身延伸通过该延伸部 10132 并且在电极 10130 和丝状线 10124 之间延伸。或者, 示出延伸部 10132 的区域可作为外部延伸部 10117 的连续部而产生。

[0486] 图 79B 以轴向剖视图来示出可植入医疗引导件 10108 的另一实施例, 其中对屏蔽件 10118 的端接进行保护, 以减小 RF 能量与一个或多个丝状线 10124 的耦合。图 80B 示出相同实施例的径向剖视图, 并且在屏蔽件 10118 进行端接的地方剖取剖面。虽然在该示例中示出四个盘绕丝状线 10124, 但可包括附加的或较少的丝状线并且这些丝状线可以是除了线圈以外的直线线缆。在该示例中, 屏蔽件 10118 是两个单独部件, 这两个单独部件形成由编织金属线制成的屏蔽件 10118 的第一部分 10123 和第二部分 10125。应理解的是, 任一部件或两个部件可以是另一形式的屏蔽件, 例如上文所述的卷绕箔。

[0487] 该示例的屏蔽件 10118 具有是单独部件的第一部分 10123, 其位于引导件 10108 的远端处并且可朝近端延伸相对较短的距离, 例如在约 1/8 英寸至约 1 英寸的范围内。第一

部分 10123 卷绕在内部绝缘层 10122 周围。然后，中间绝缘层 10115 围绕于第一部分 10123 周围。

[0488] 屏蔽件 10118 的第二部分 10125 卷绕在中间绝缘层 10115 周围，并由此与第一部分 10123 物理隔离而不接触。然后，第二部分 10125 延伸到引导件 10108 的近端并且可由此在轴向上比第一部分 10123 长。然后，外部绝缘层 10120 围绕于第二部分 10125。由于此种构造，第一部分 10123 定位在第二部分 10125 处的端接点和包括内部绝缘层 10122 和丝状线的内层之间。

[0489] 由于在图 79B 和 80B 所示的实施例中并不存在翻转部，因而各层 10115、10120 的厚度可不与图 79A 和 80A 所示的实施例的外部绝缘层 10120 的厚度一样厚，而在图 79A 和 80A 所示的实施例中，该厚度建立翻转部 10136 处的弯曲半径。于是，第一部分 10123 和第二部分 10125 之间的间隔会小于图 79A 和 80A 所示的第一部分 10119 和第二部分 10121 之间的间隔。例如，中间绝缘层 10115 可具有从约 0.002 英寸至约 0.006 英寸范围内的厚度，以控制第一部分 10123 和第二部分 10125 之间的间隔。

[0490] 外部绝缘层 10120 可持续朝引导件 10108 的远端延伸，包括将定位有电极 10130 的区域填满。或者，在附加外部绝缘层 10120 之前或与此同时，可产生从外部绝缘层 10120 的延伸层，以进一步朝定位有诸如电极 10130 之类电极的远端延伸。该延伸部可由与外部绝缘层 10117、10120 的材料相同或类似的材料构成。

[0491] 图 79C 以轴向剖视图来示出可植入医疗引导件 10108 的另一实施例，其中对屏蔽件 10118 的端接进行保护，以减小 RF 能量与一个或多个丝状线 10124 的耦合。图 80C 示出相同实施例的径向剖视图，并且在屏蔽件 10118 进行端接的地方剖取剖面。虽然在该示例中示出四个盘绕丝状线 10124，但可包括附加的丝状线并且这些丝状线可具有除了线圈以外的诸如直线线缆之类的其它形式。在该示例中，屏蔽件 10118 是两个单独部件，这两个单独部件形成由编织金属线制成的屏蔽件 10118 的第一部分 10140 和第二部分 10142，但应理解的是，任一部件可具有另一形式的屏蔽件，例如上文所述的卷绕箔。

[0492] 该示例的屏蔽件 10118 具有是单独部件的第一部分 10140，其位于引导件 10108 的远端处并且具有延伸部 10138，以建立第一子部分 10146 和第二子部分 10144。两个子部分 10144、10146 都可朝引导件 10108 的近端延伸相对较短的距离，该距离在约 1/8 英寸至约 1 英寸的范围内。该第一子部分 10146 卷绕在内部绝缘层 10122 周围。然后，中间绝缘层 10113 围绕于第一子部分 10146 周围。

[0493] 屏蔽件 10118 的第二部分 10142 卷绕于中间绝缘层 10113，并由此与第一部分 10146 物理隔离而不接触。然后，第二部分 10142 延伸到引导件 10108 的近端并且由此在轴向上比第一子部分 10146 和第二子部分 10144 长。然后，外部绝缘层 10120 围绕于第二部分 10142。由于此种构造，第一子部分 10146 定位在第二部分 10142 处的端接点和包括内部绝缘层 10122 和丝状线 10124 的内层之间。

[0494] 由于翻转部 10138，该第一部分 10140 的第二子部分 10144 交迭在外部绝缘层 10120 上。然后，如果希望使第二子部分 10144 与身体组织物理隔离，则该第二子部分 10144 可由附加的外部绝缘层 10127 所覆盖，该附加的外部绝缘层由与外部绝缘层 10120 相同或类似的材料制成。

[0495] 中间绝缘层 10113 和外部绝缘层 10120 在翻转部 10138 处的厚度决定翻转部

10138 的弯曲半径,且第二子部分 10144 在该翻转部处交迭到外部绝缘层 10120 上。理想的是具有相对较大的、例如 0.002 英寸的弯曲半径,使得翻转部 10136 并不被用作屏蔽端接部,而 RF 可通过该屏蔽端接部与丝状线 10124 耦合。适用于给定应用情况的引导件直径可决定每层的相对厚度,并由此类似于为图 79A 和 80A 所示的实施例设定上限而为弯曲半径设定上限。

[0496] 外部绝缘层 10127 可持续朝引导件 10108 的远端延伸,包括将定位有电极 10130 的区域填满。或者,在附加外部绝缘层 10127 之前或与此同时,可产生从外部绝缘层 10120 的延伸层,以进一步朝定位有诸如电极 10130 之类电极的远端延伸。该延伸层可由与外部绝缘层 10127、10120 的材料相同或类似的材料构成。

[0497] 尽管已具体示出和描述了许多实施例,但是熟悉本领域的技术人员应该理解,可在形式和细节上作出各种其它改变而不脱离本发明的精神实质和范围。

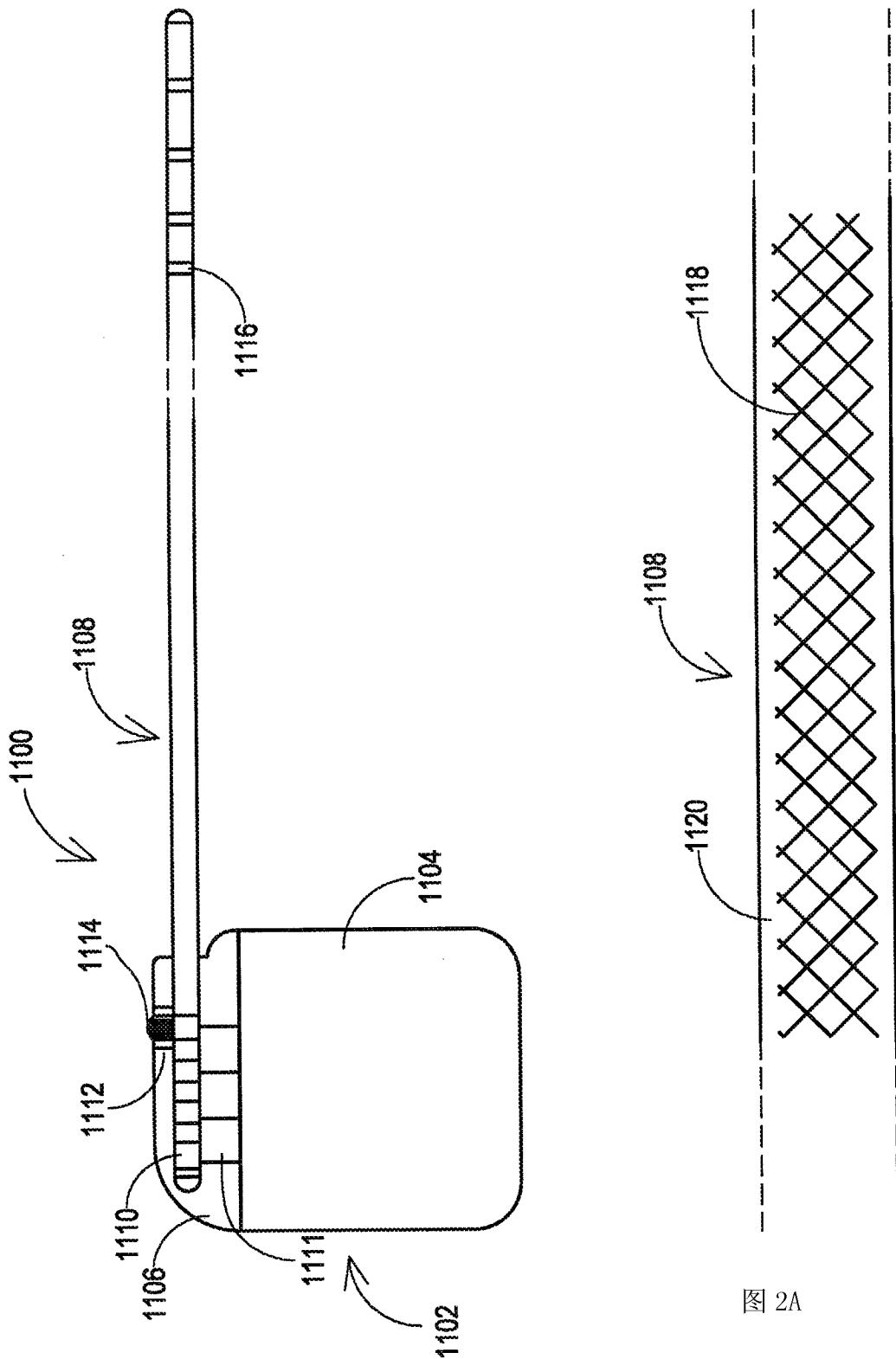


图 1

图 2A

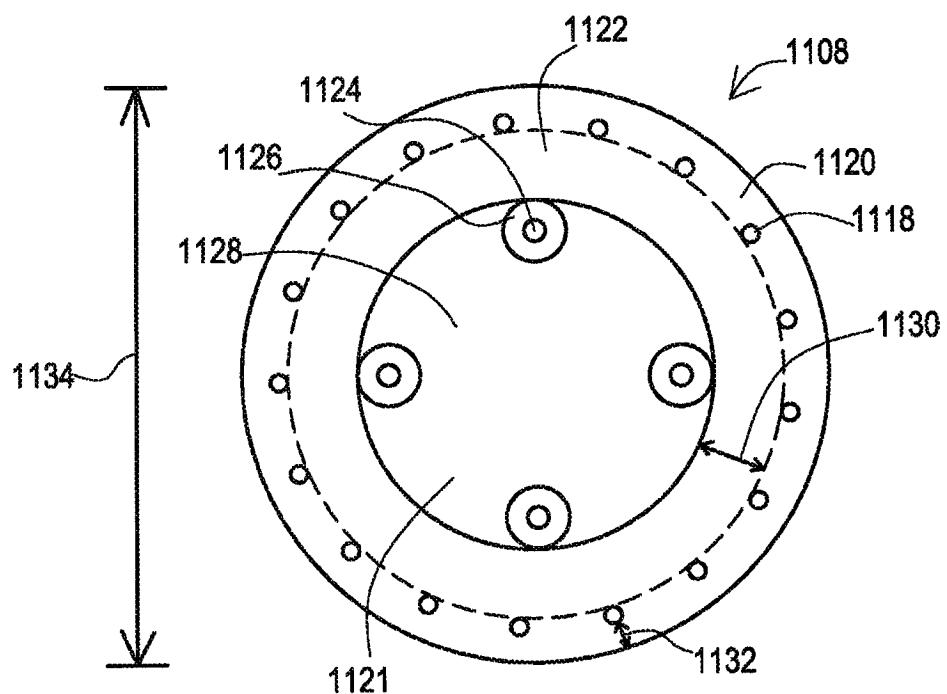


图 2B

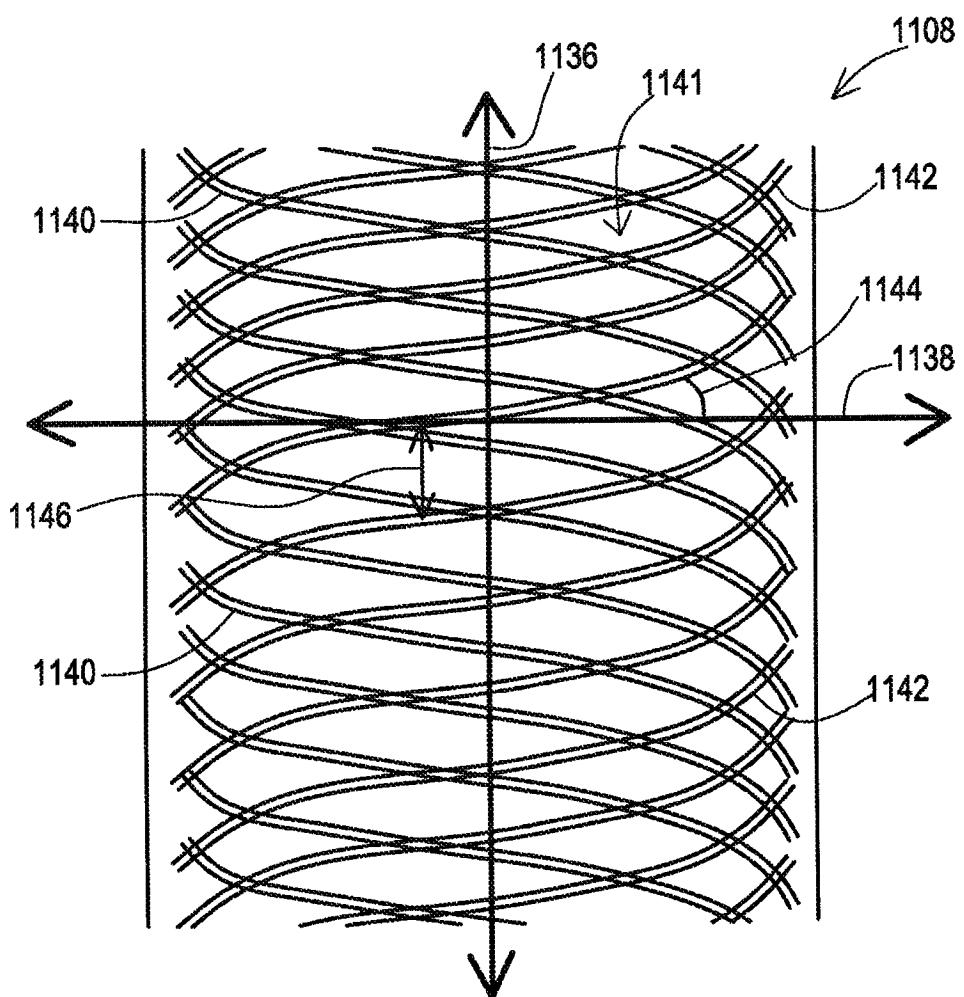


图 2C

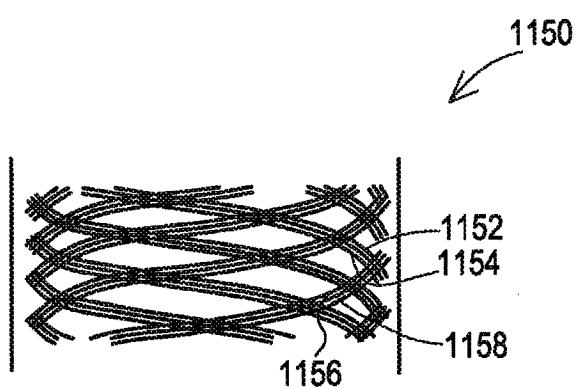


图 2D

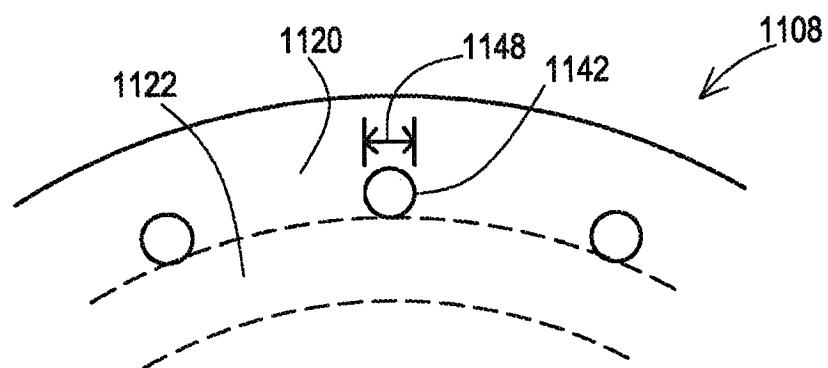


图 2E

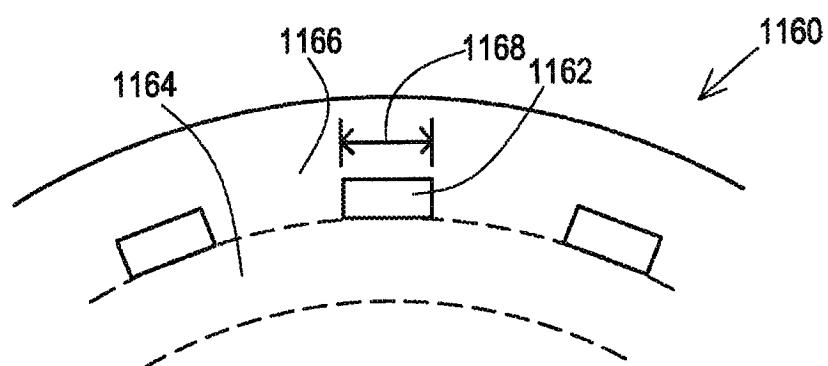


图 2F

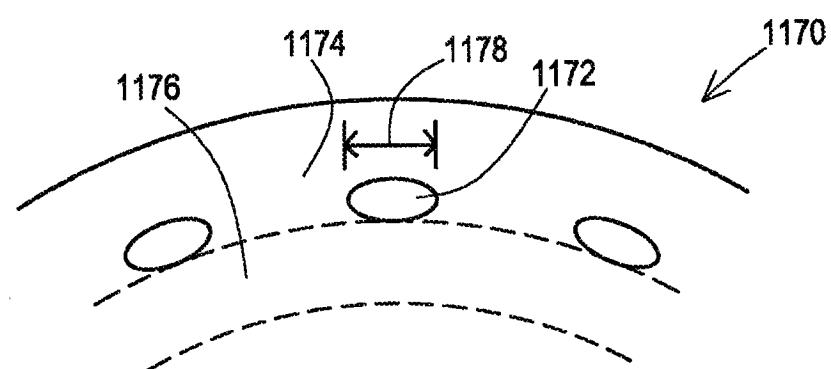


图 2G

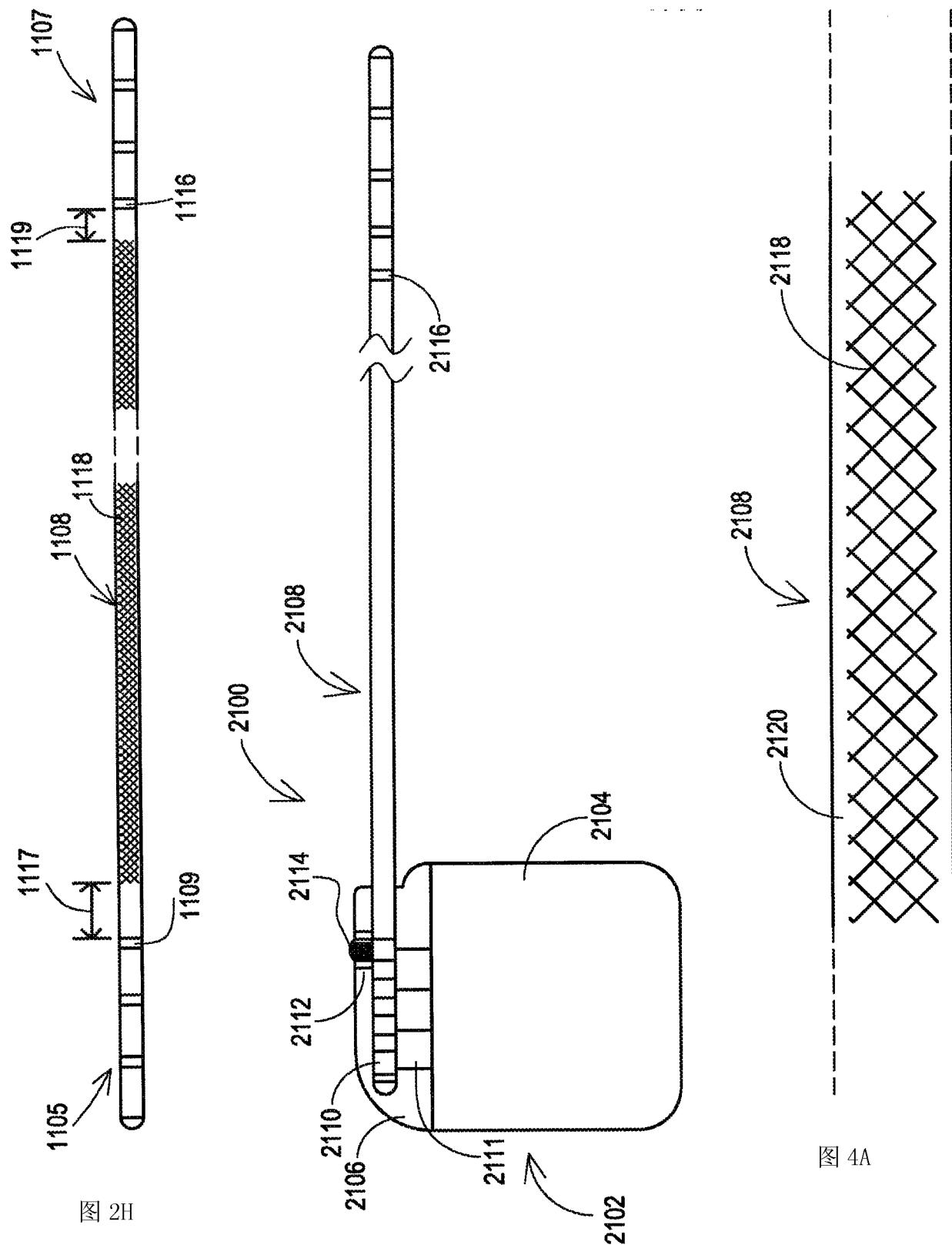


图 4A

图 3

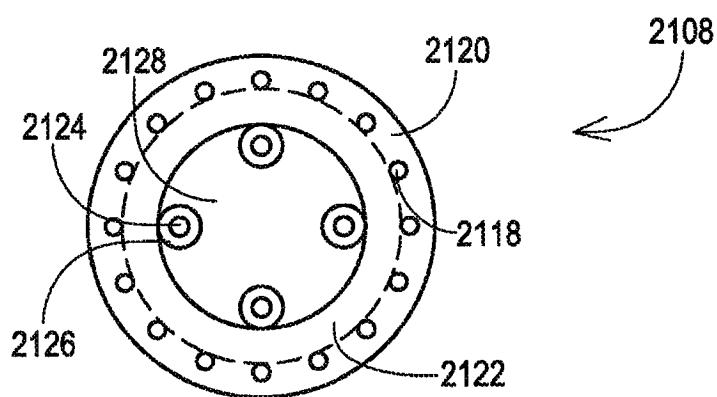


图 4B

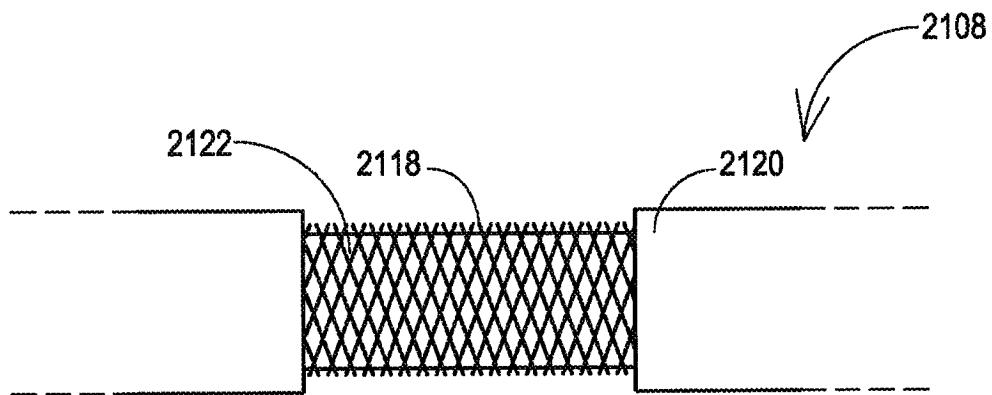


图 4C

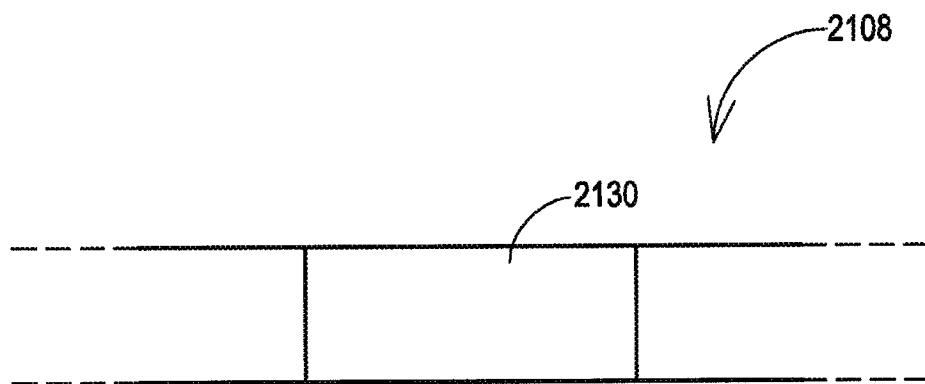


图 4D

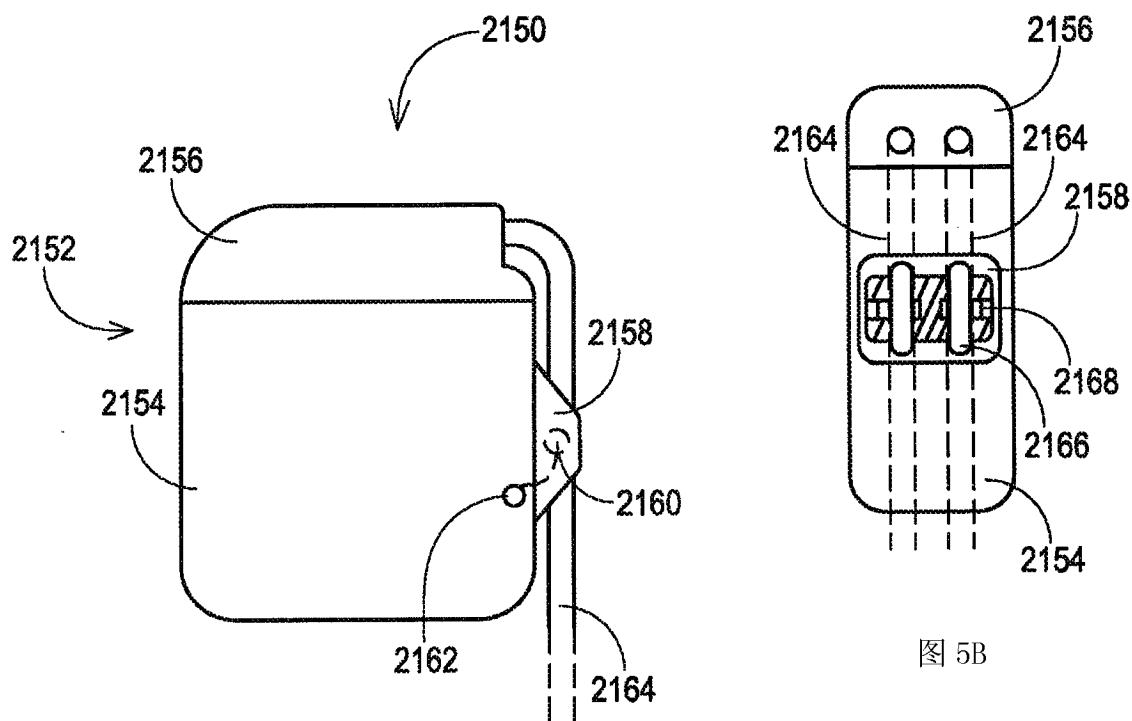


图 5A

图 5B

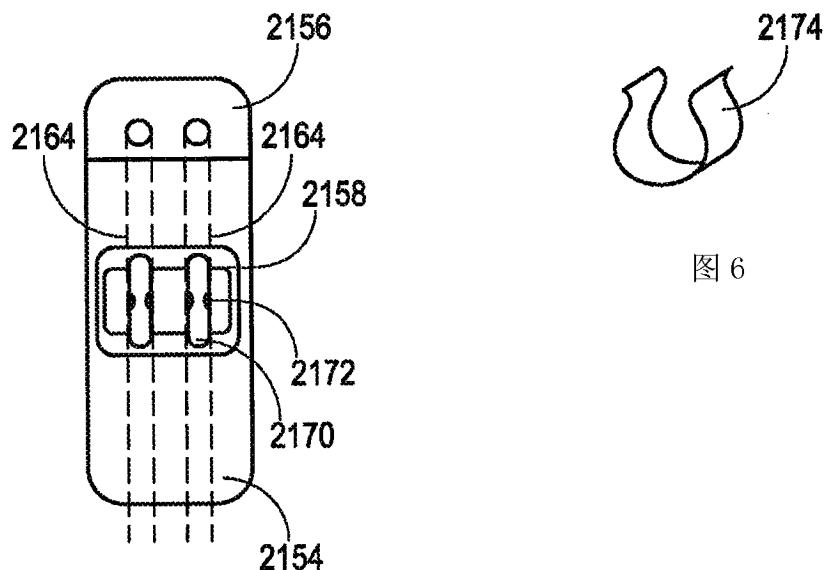


图 5C

图 6

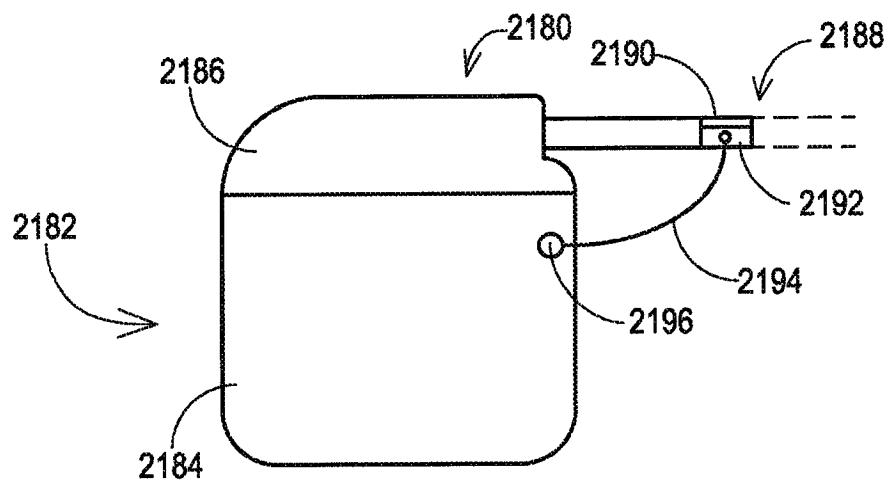


图 7A

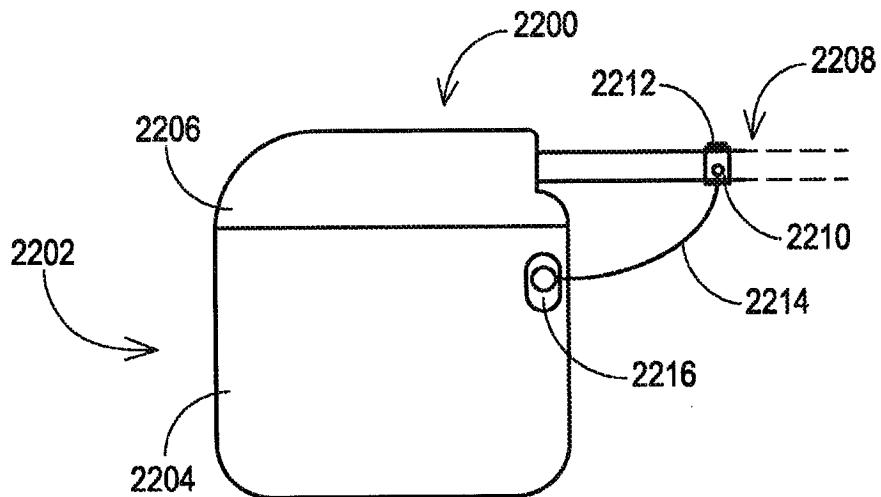


图 7B

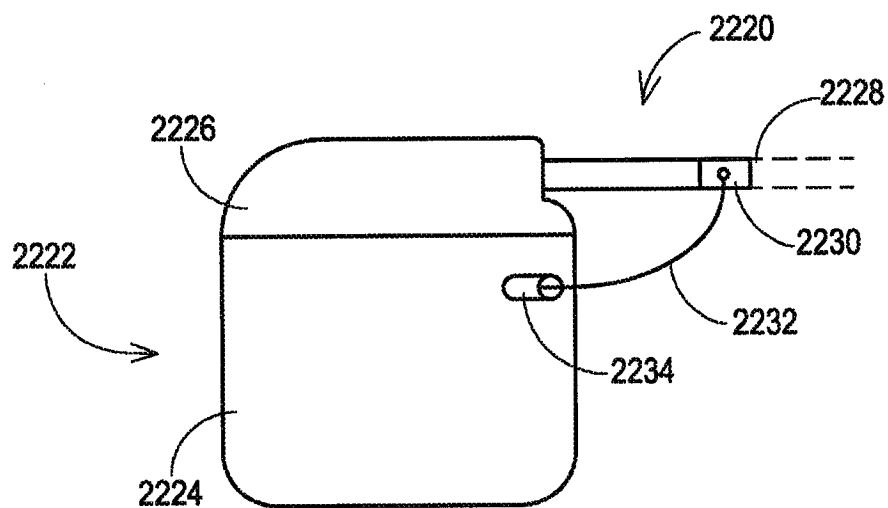


图 7C

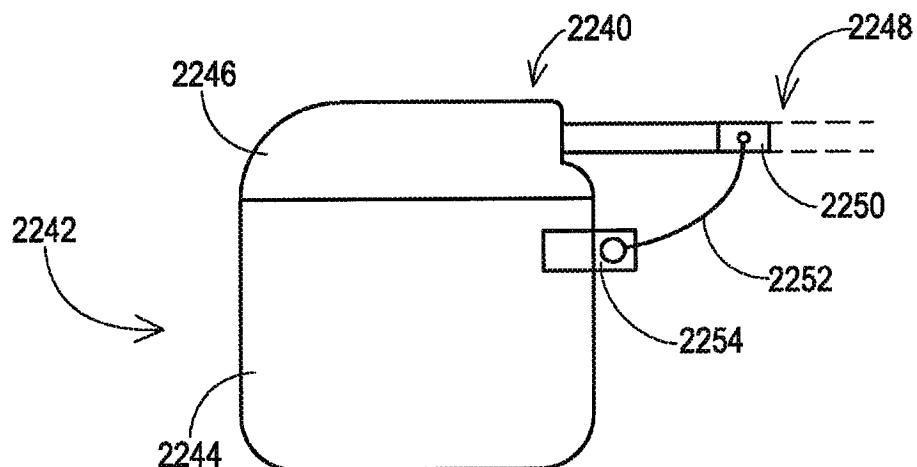


图 8A

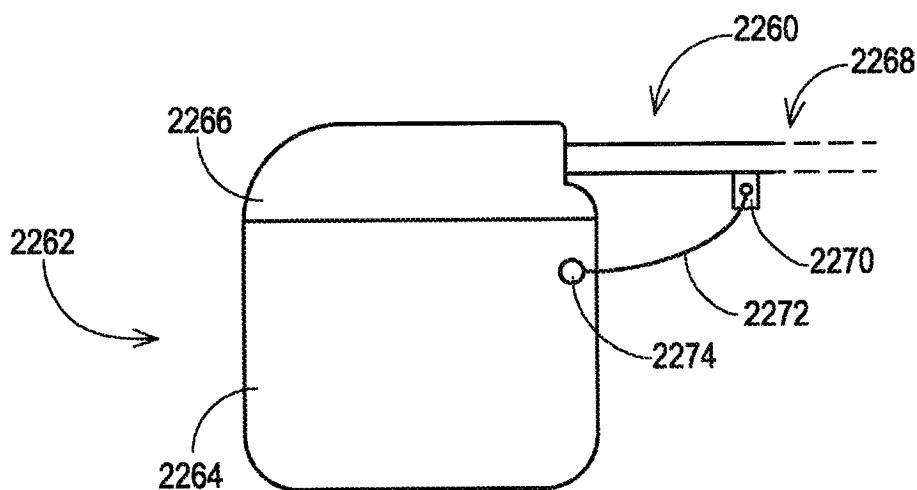


图 8B

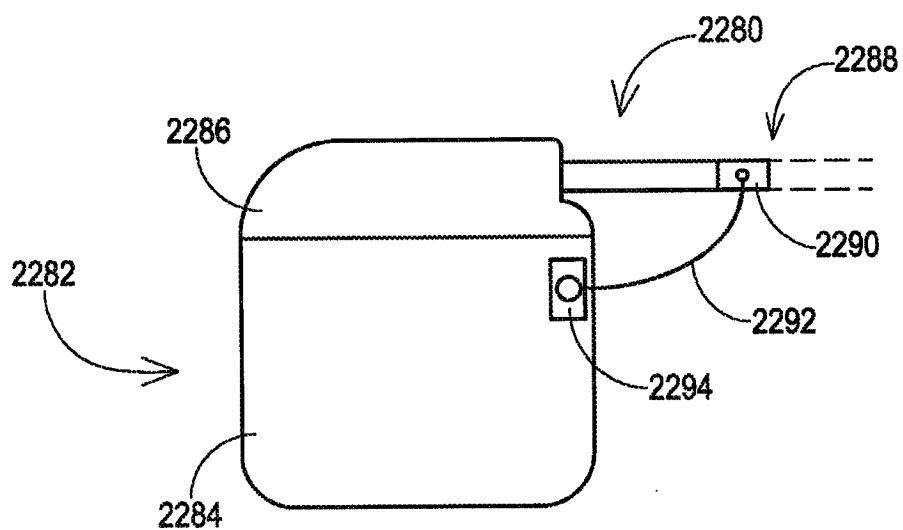


图 8C

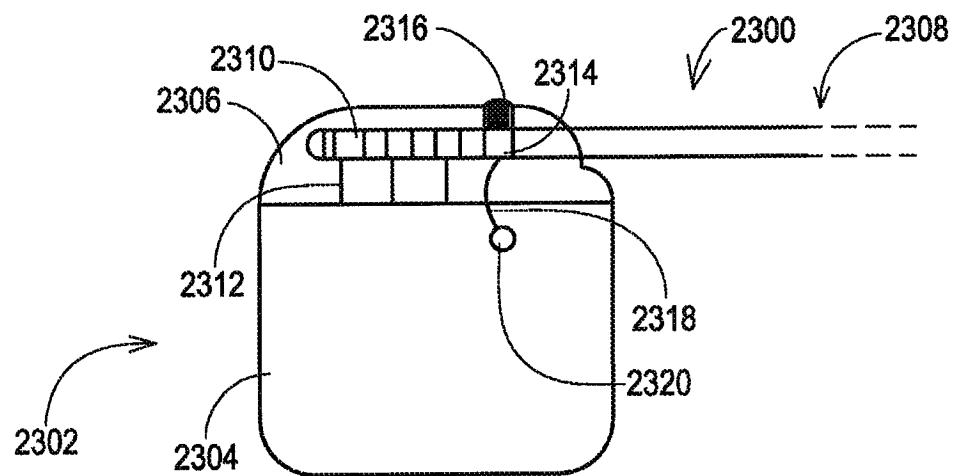


图 9A

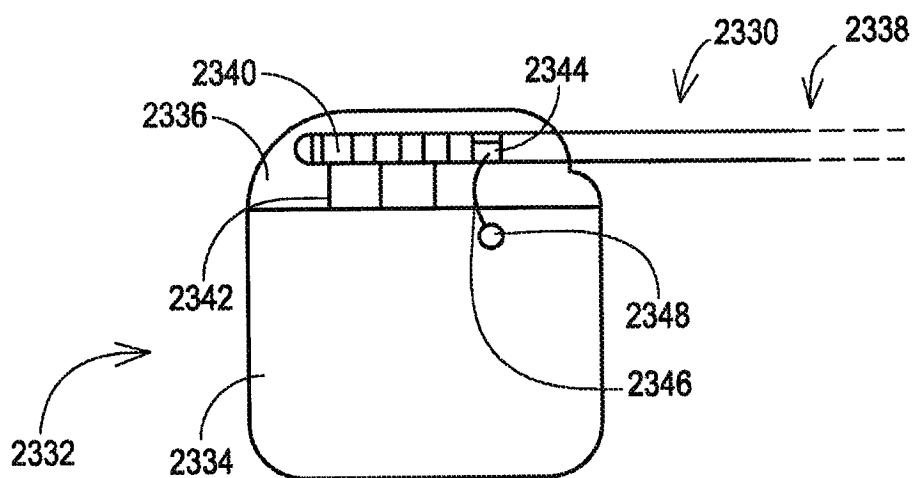


图 9B

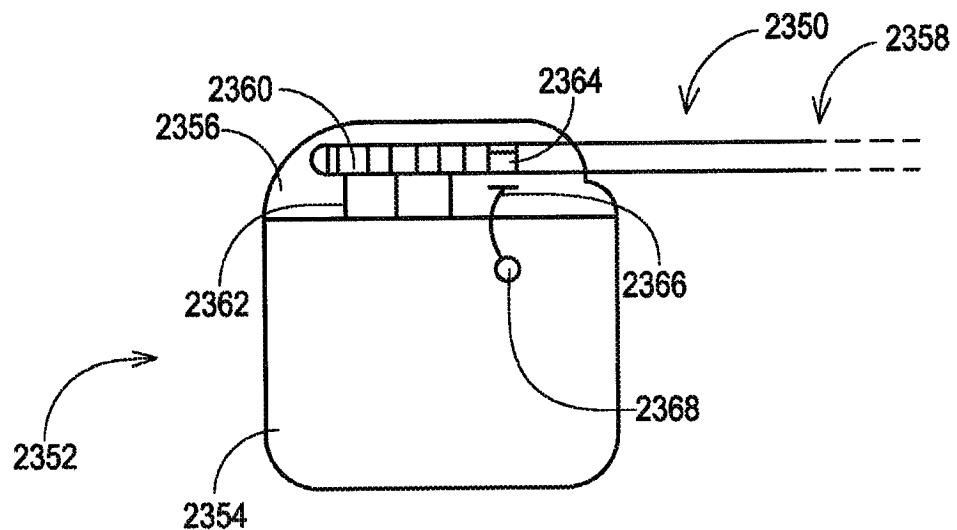


图 9C

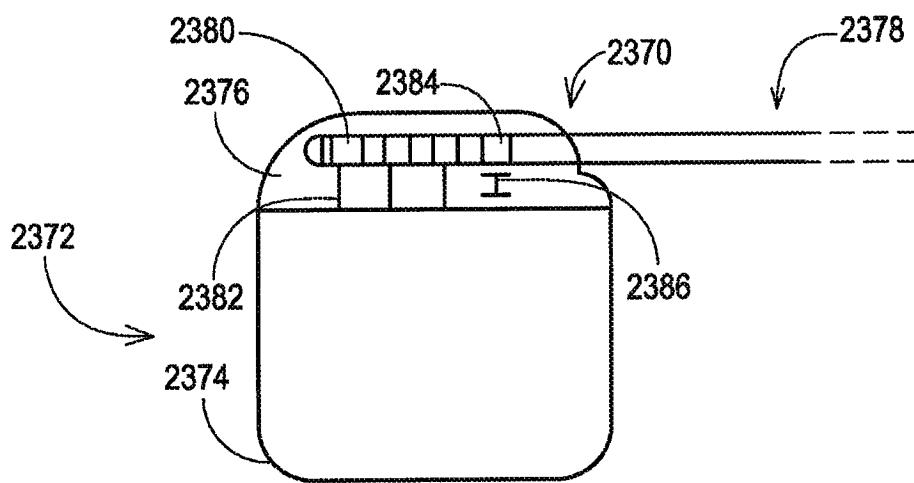


图 9D

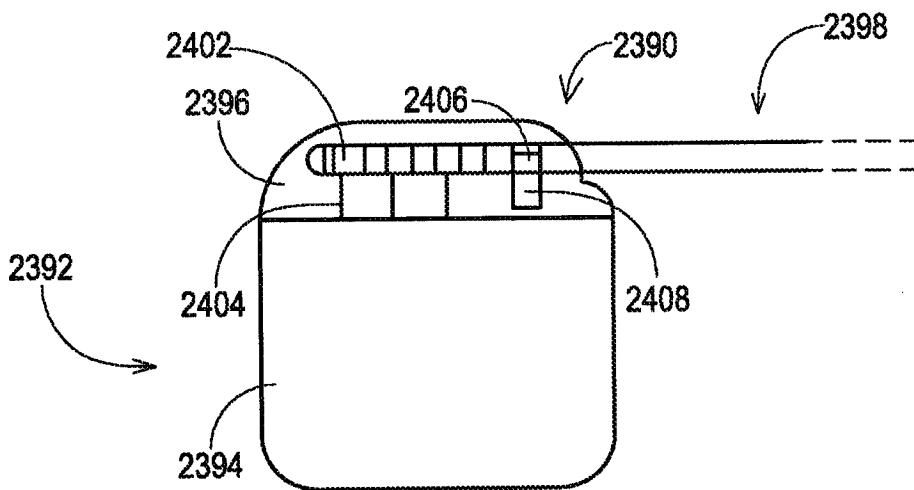


图 9E

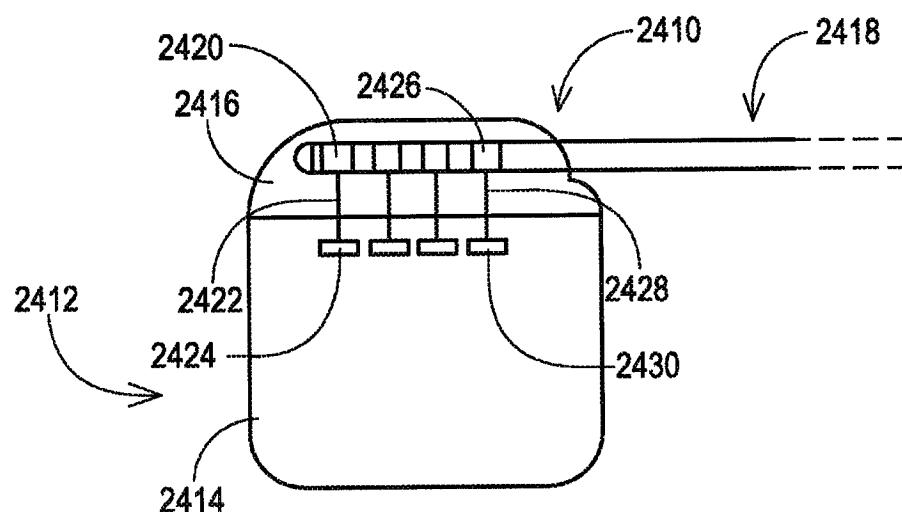


图 9F

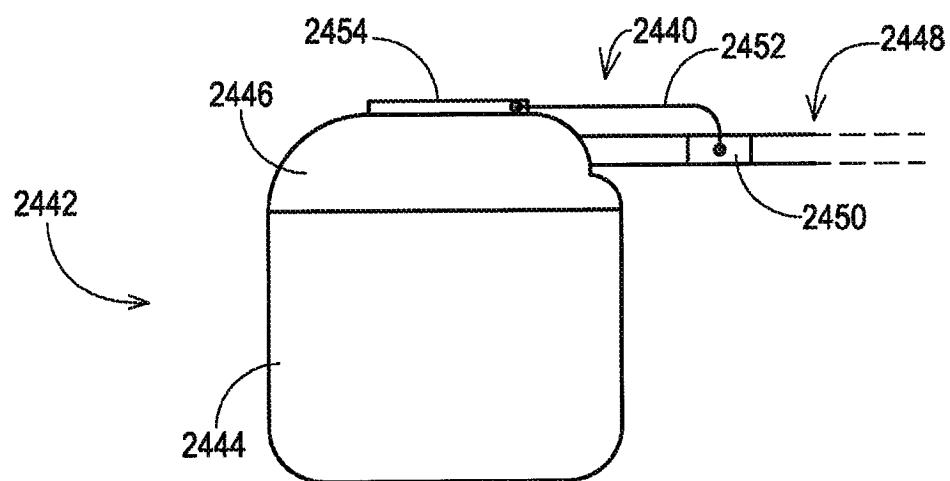


图 10A

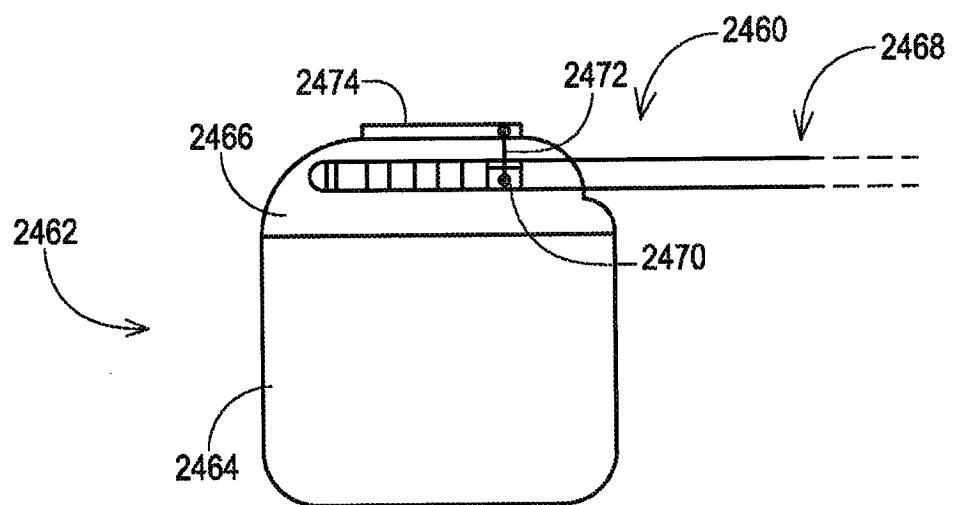


图 10B

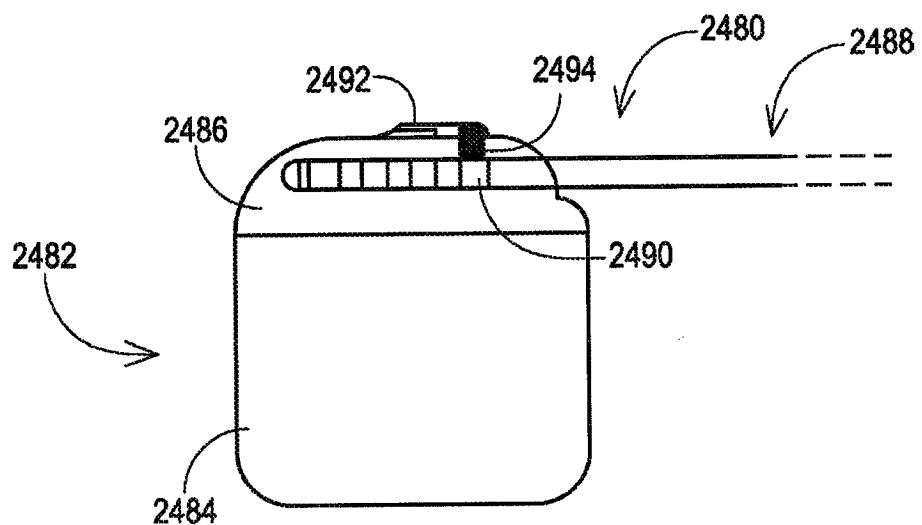


图 10C

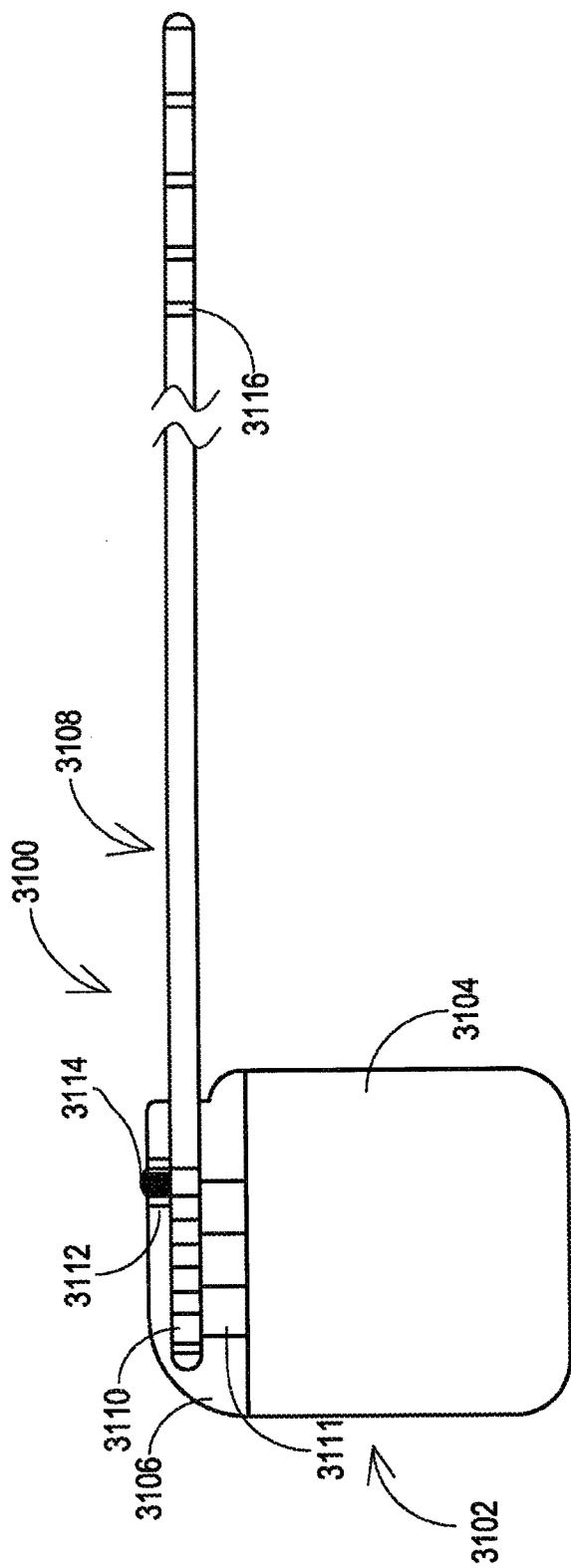


图 11

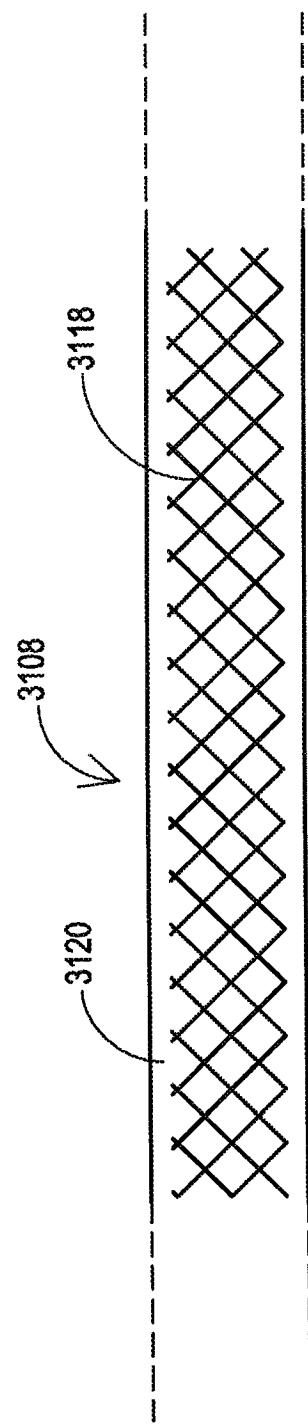


图 12A

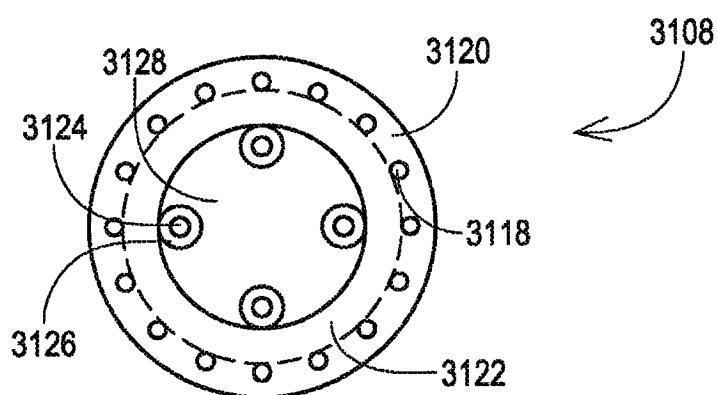


图 12B

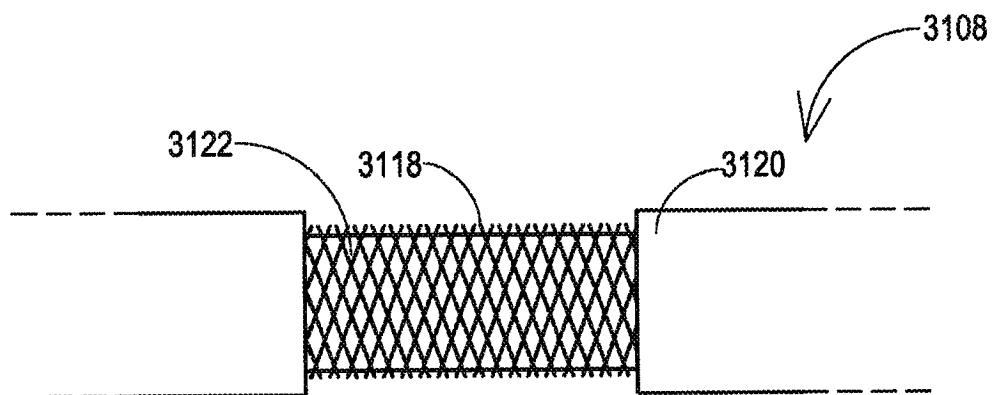


图 12C

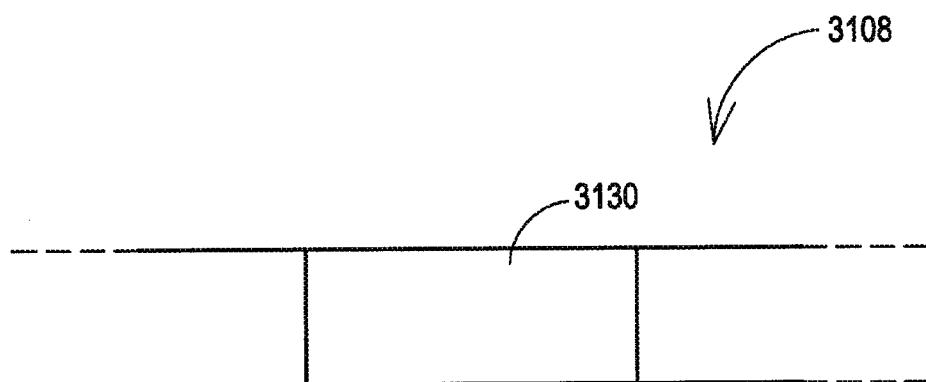


图 12D

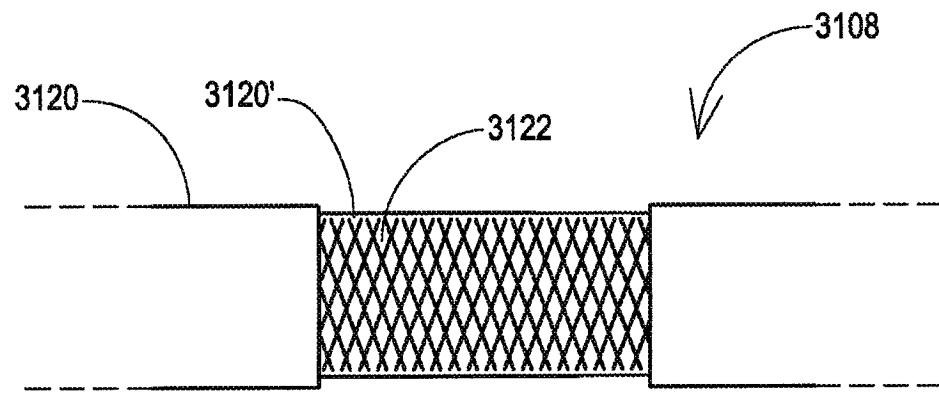


图 12E

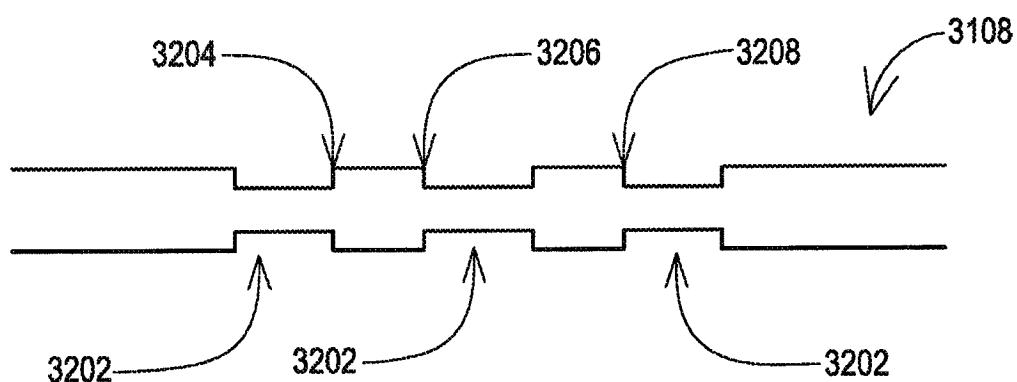


图 12F

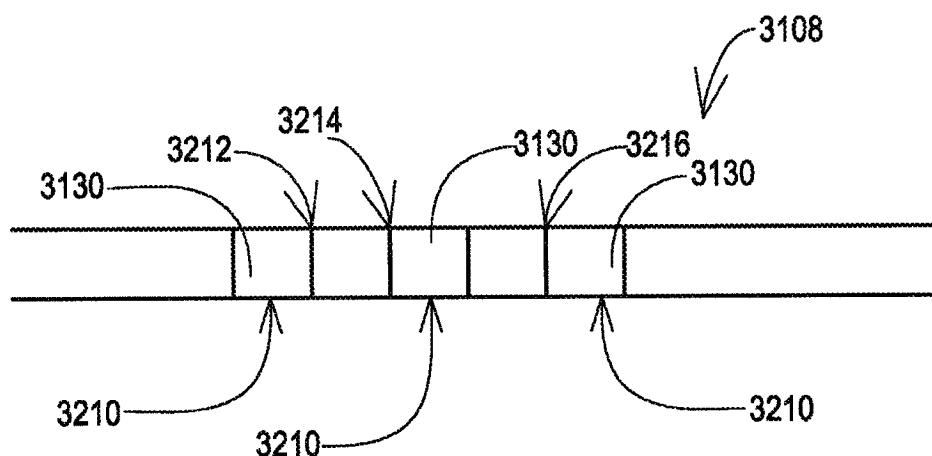


图 12G

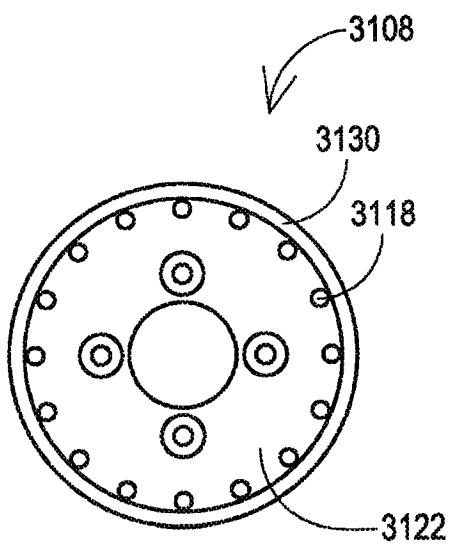


图 12H

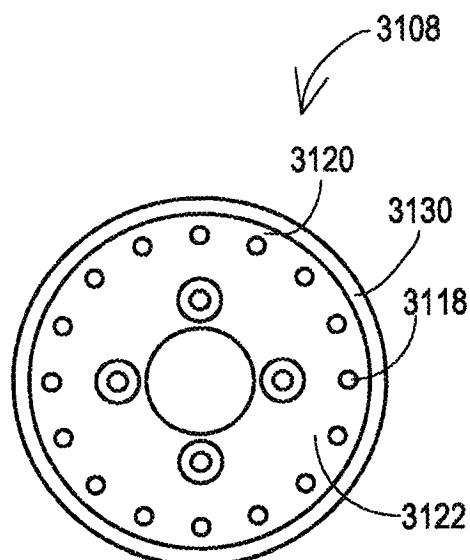


图 12J

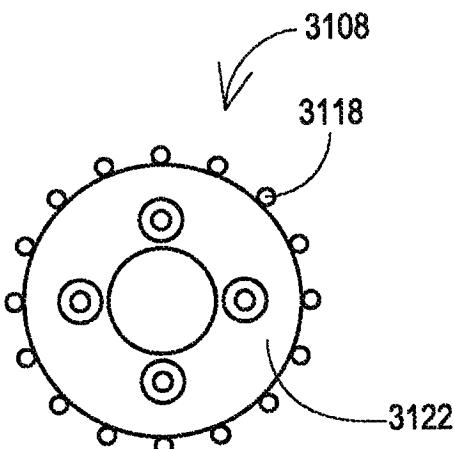


图 12I

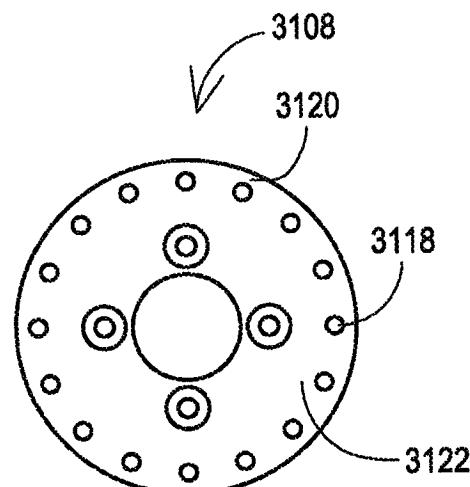


图 12K

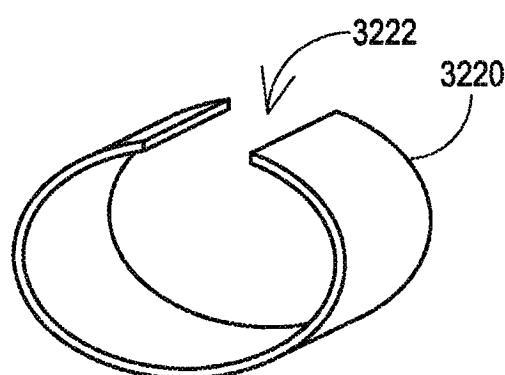


图 13A

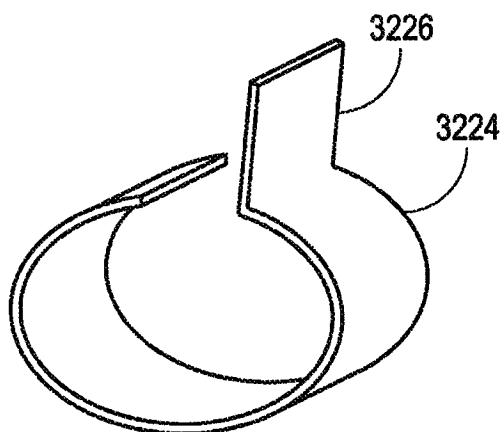


图 13B

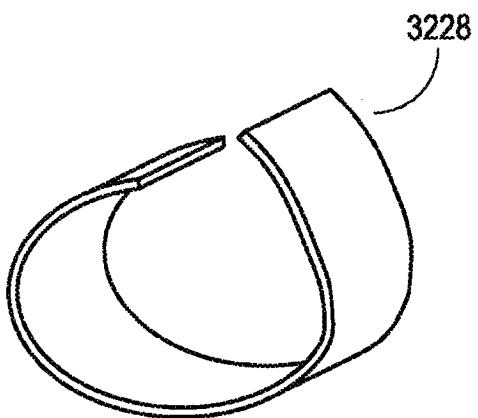


图 13C

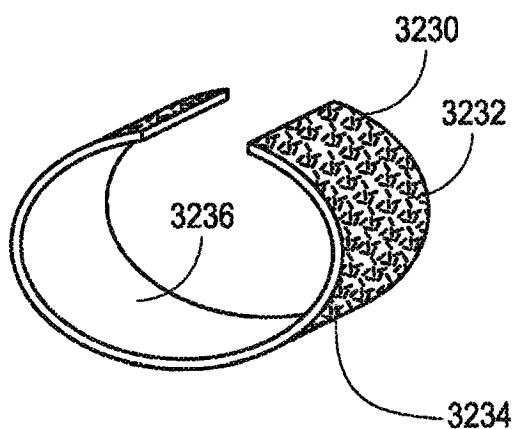


图 13D

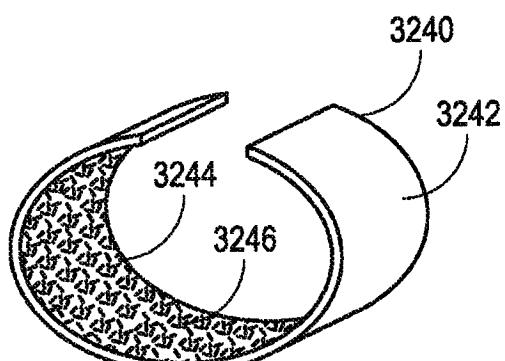


图 13E

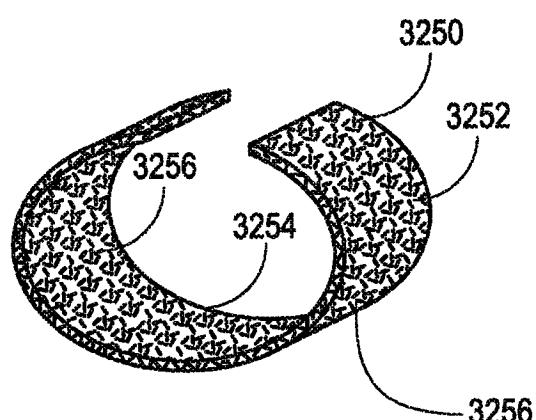


图 13F

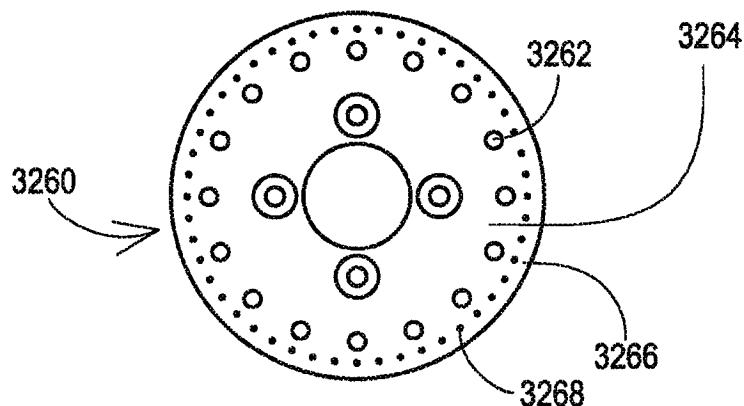


图 14A

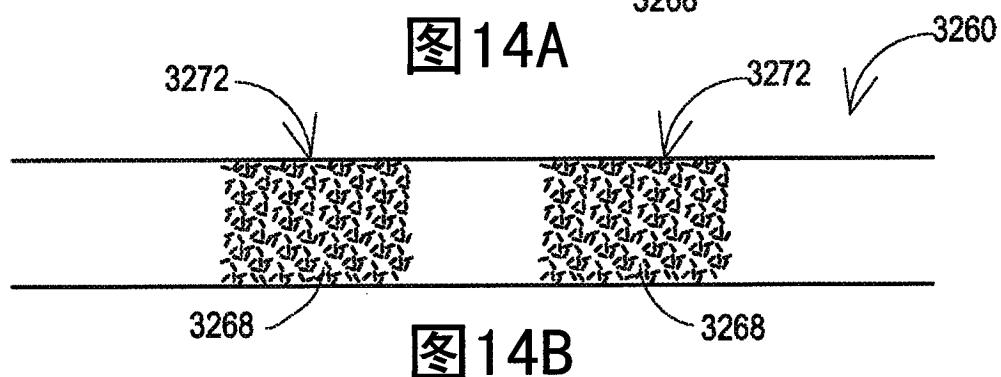


图 14B

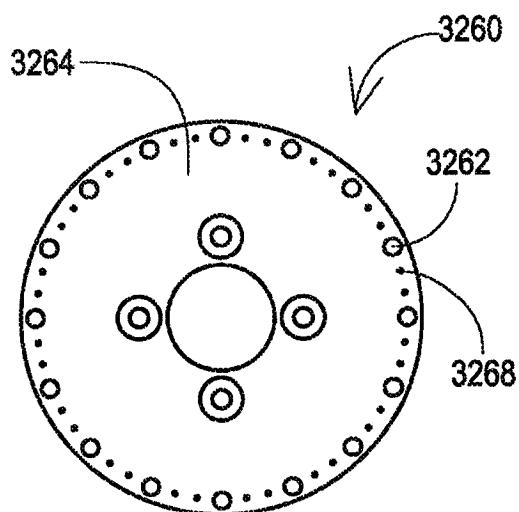


图 14C

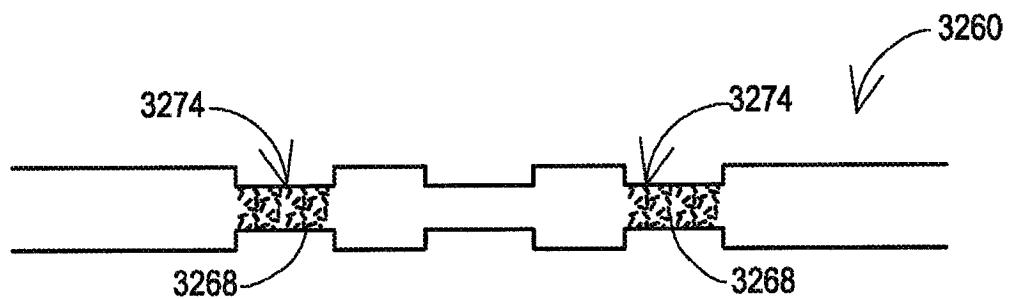


图 14D

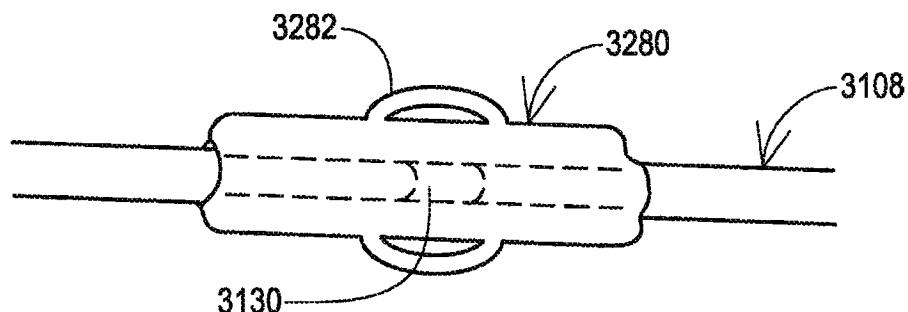


图 15A

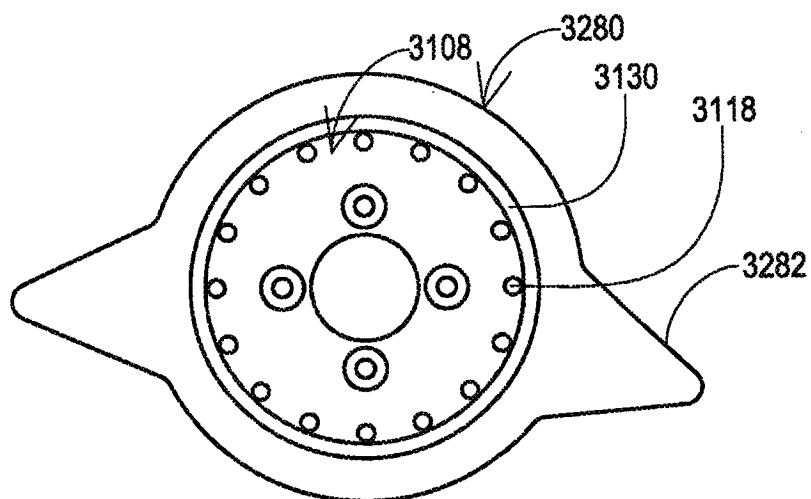


图 15B

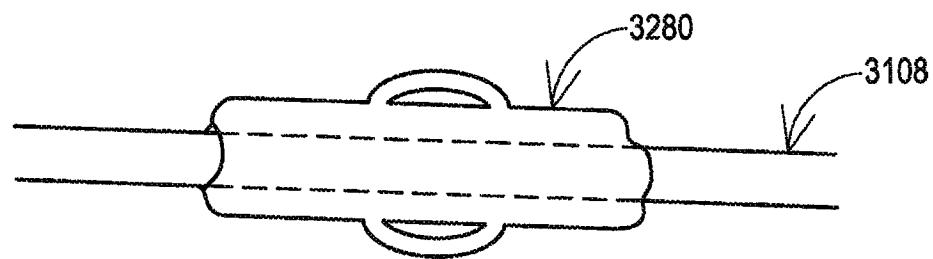


图 15C

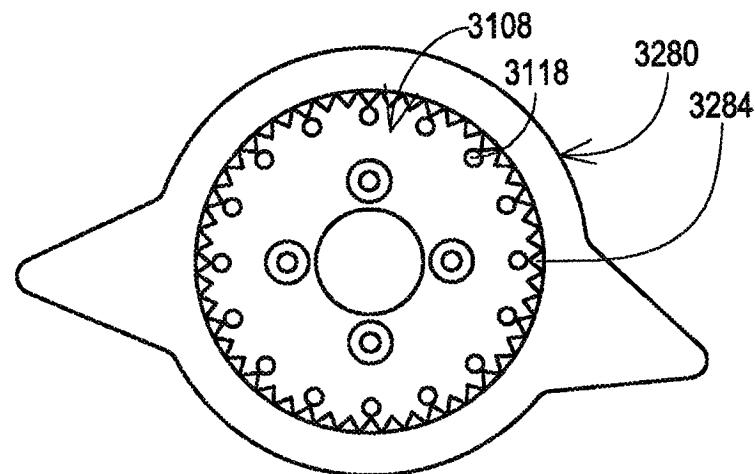


图 15D

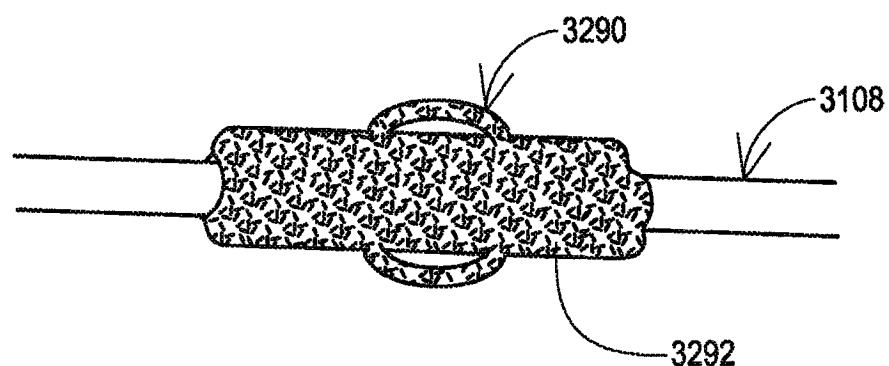


图 15E

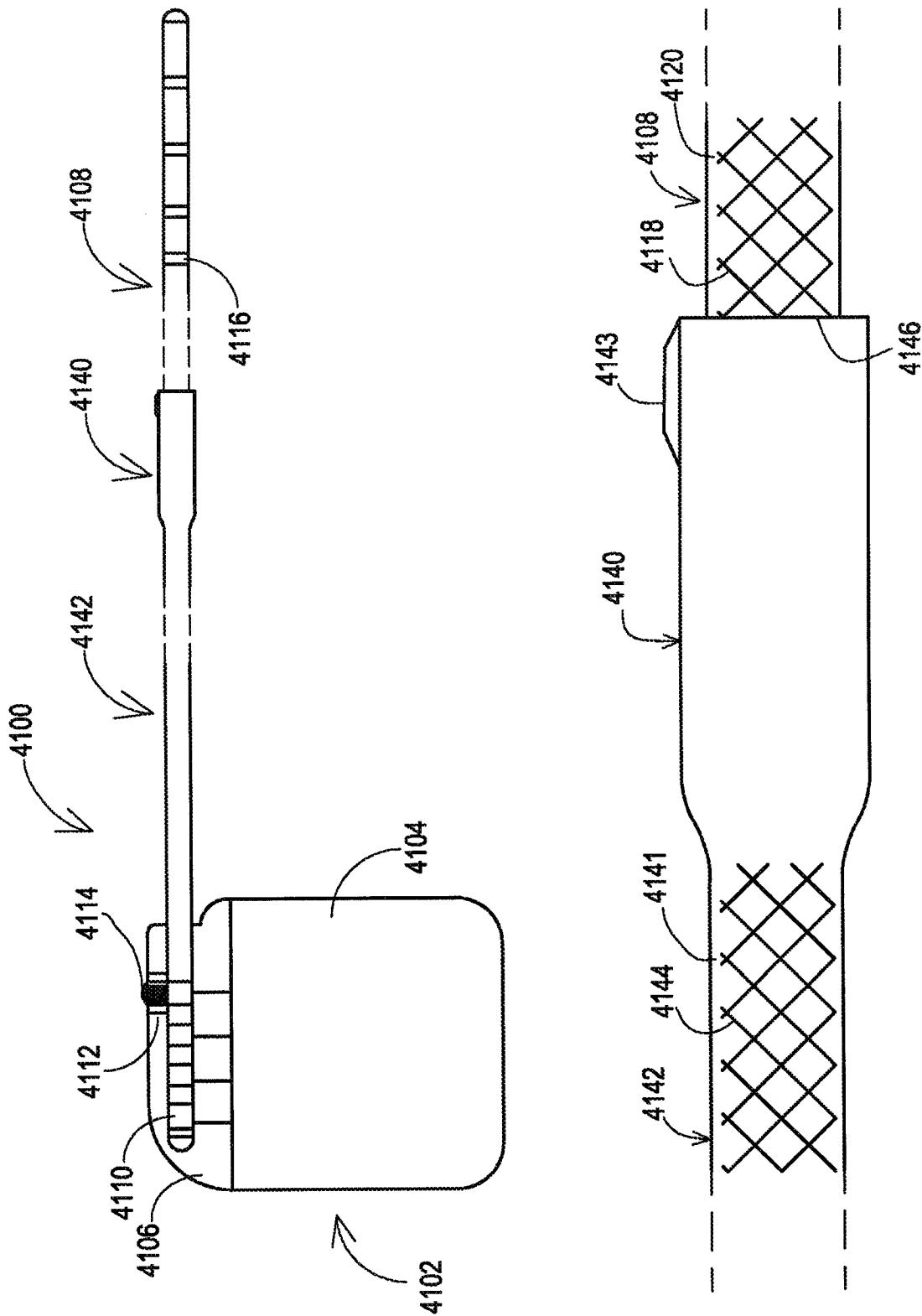


图 16

图 17A

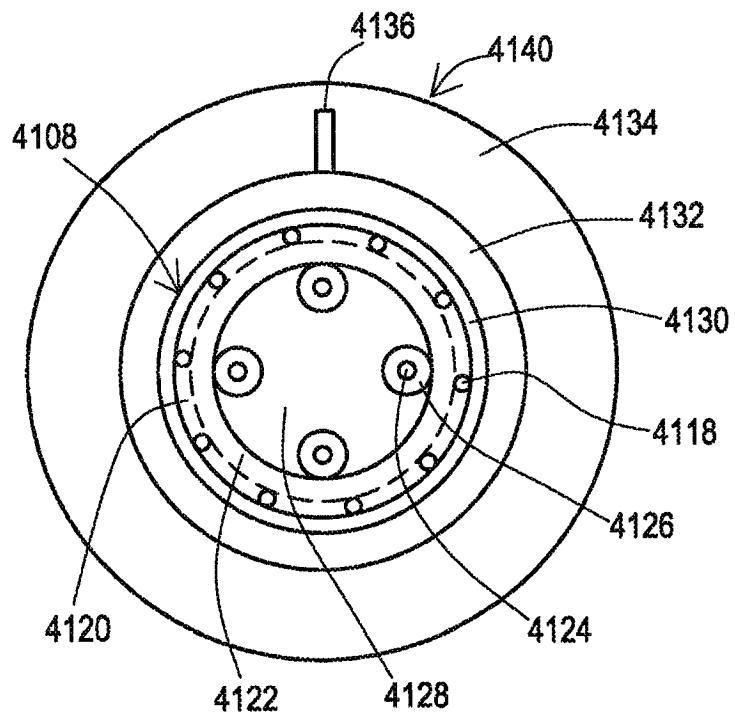


图 17B

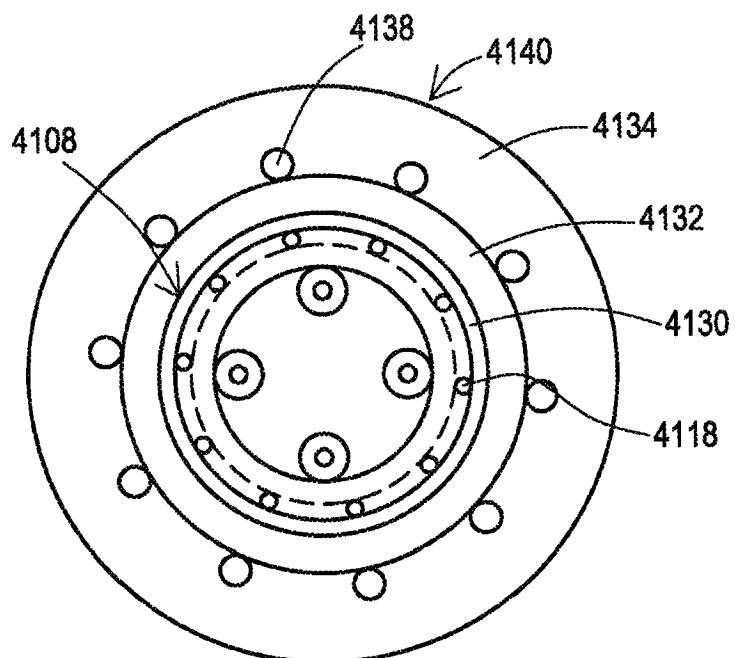


图 17C

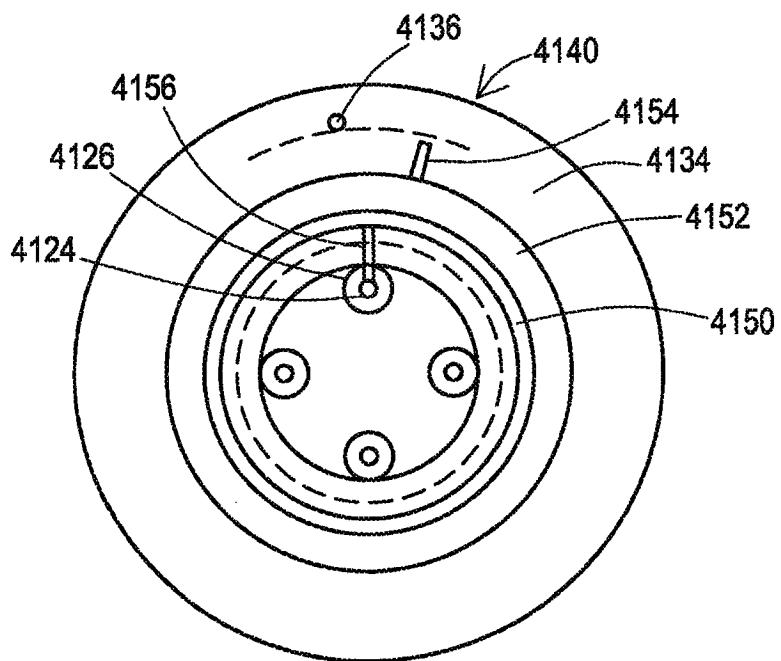


图 17D

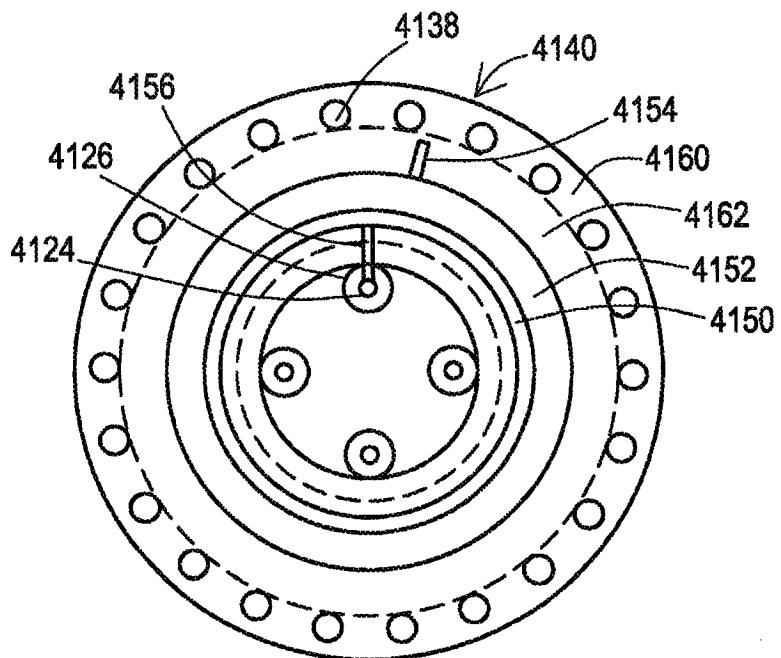


图 17E

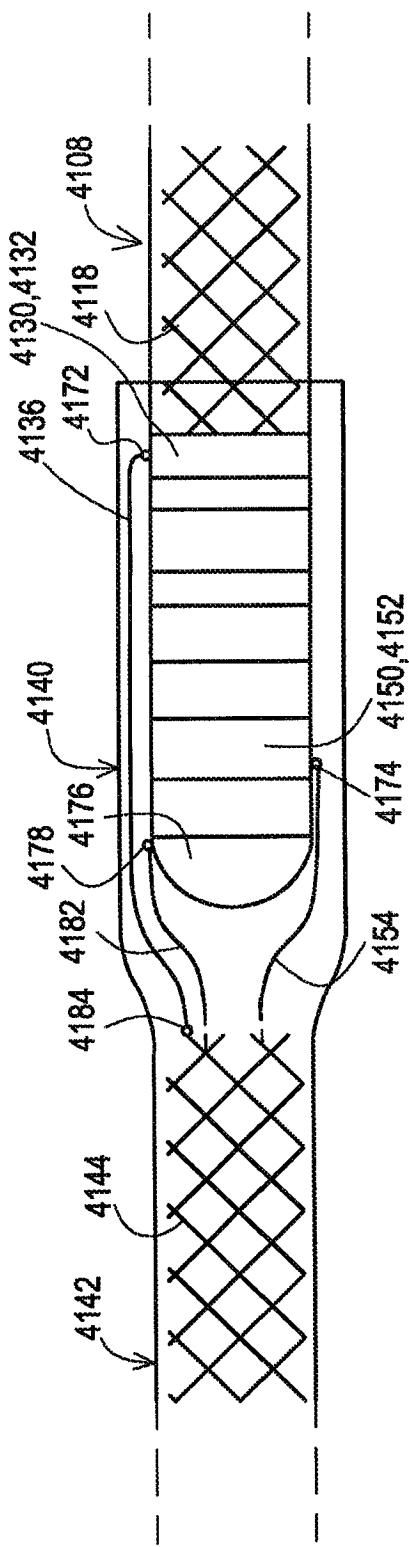


图 17F

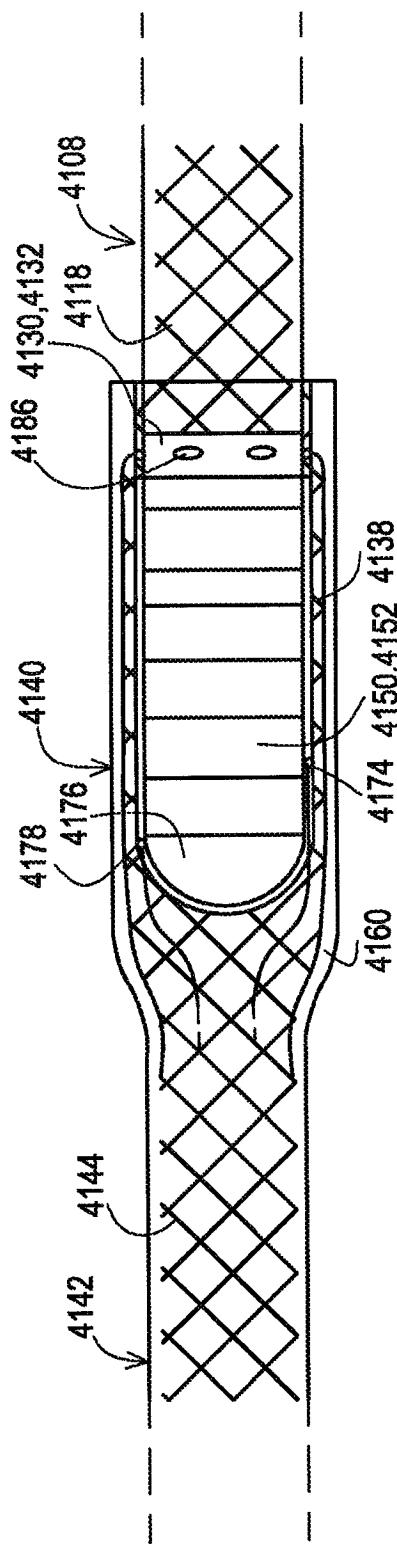


图 17G

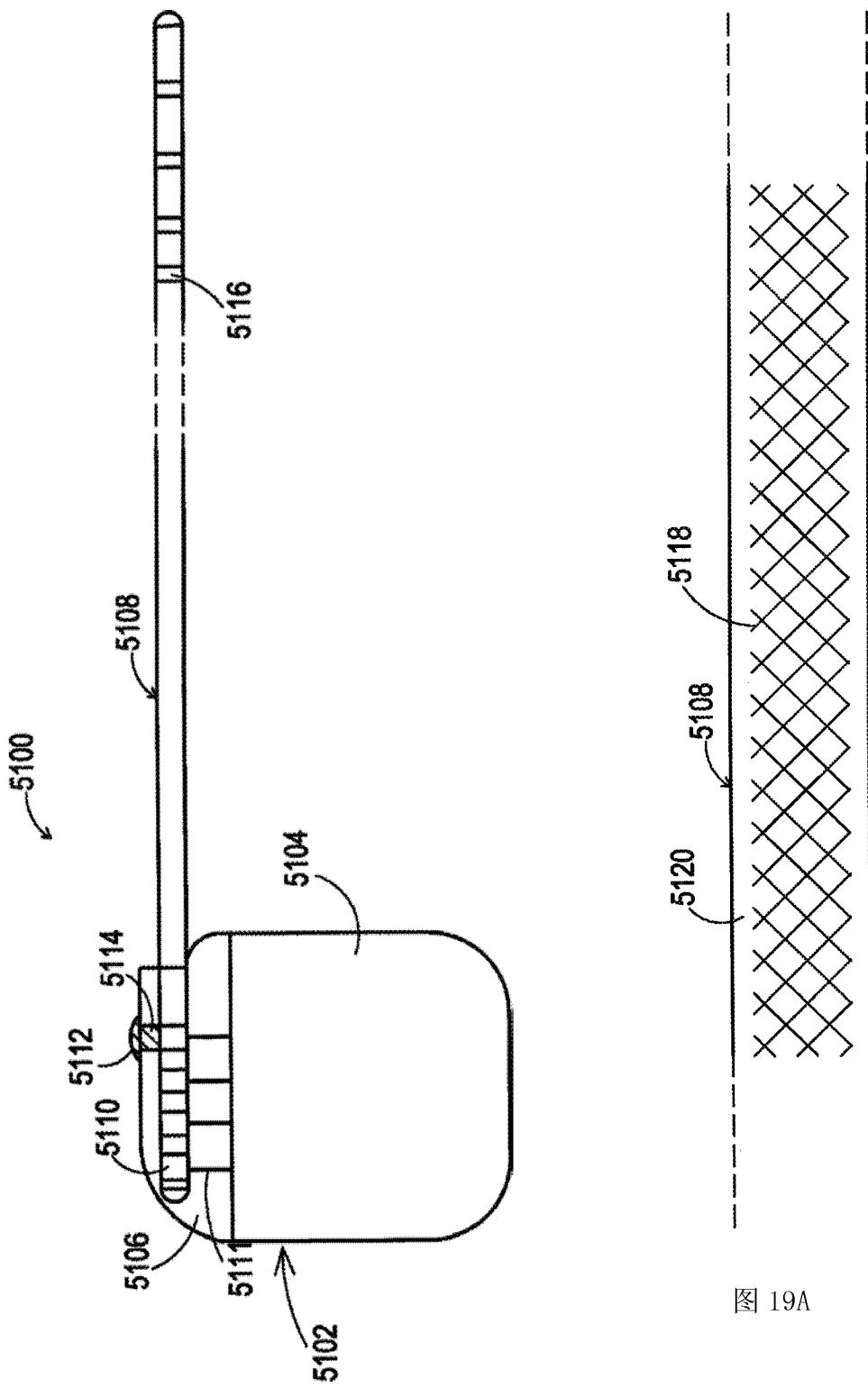


图 18

图 19A

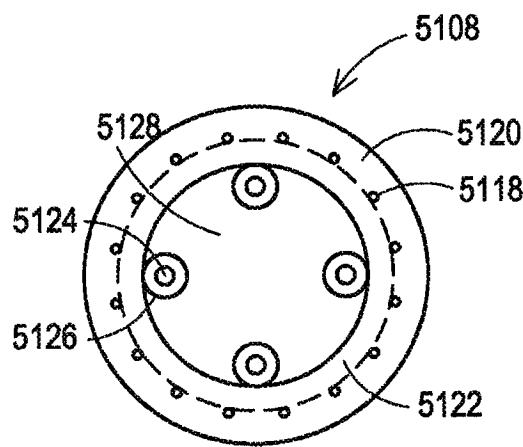


图 19B

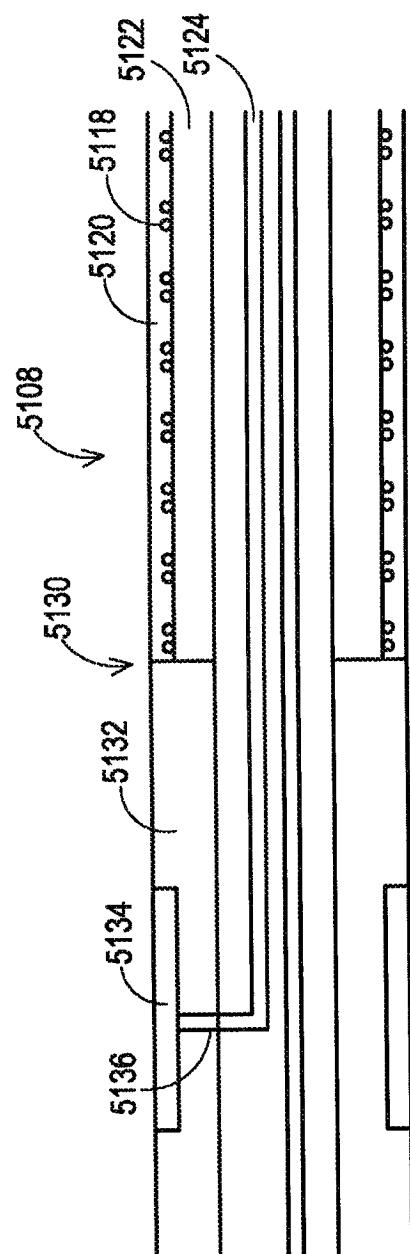


图 20

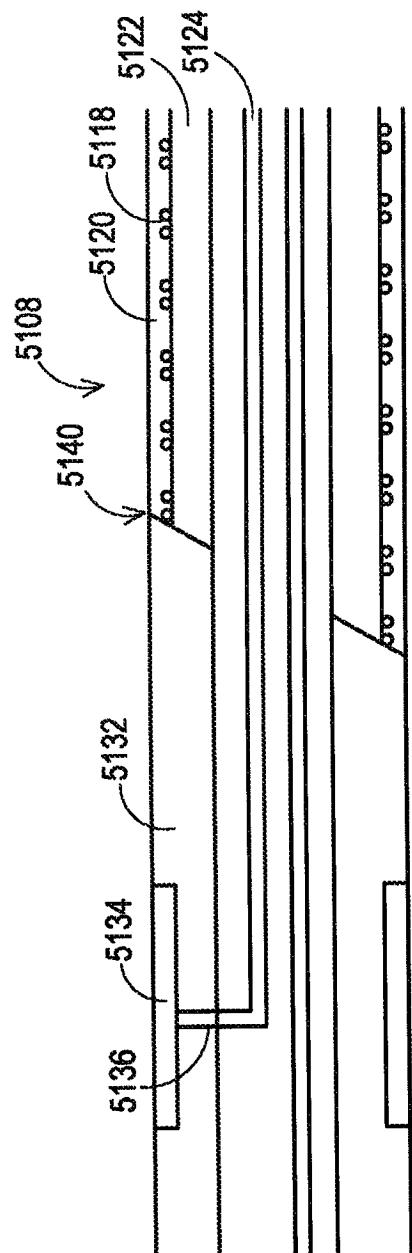


图 21

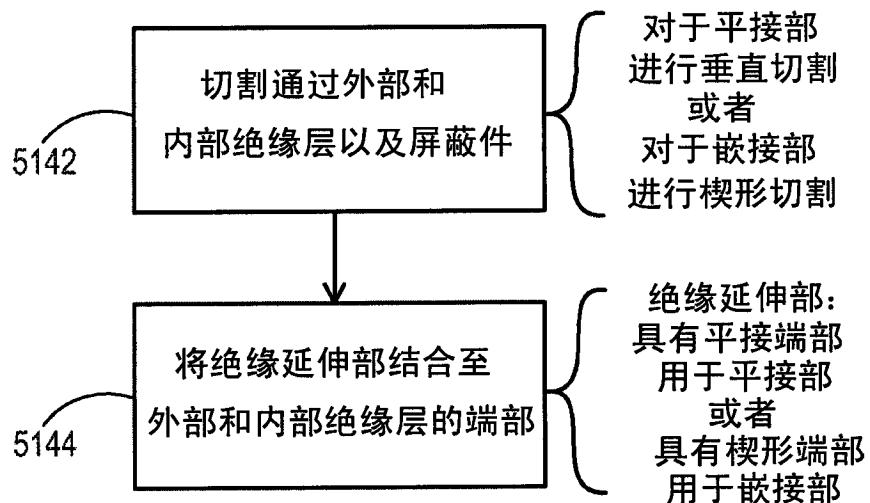


图 22

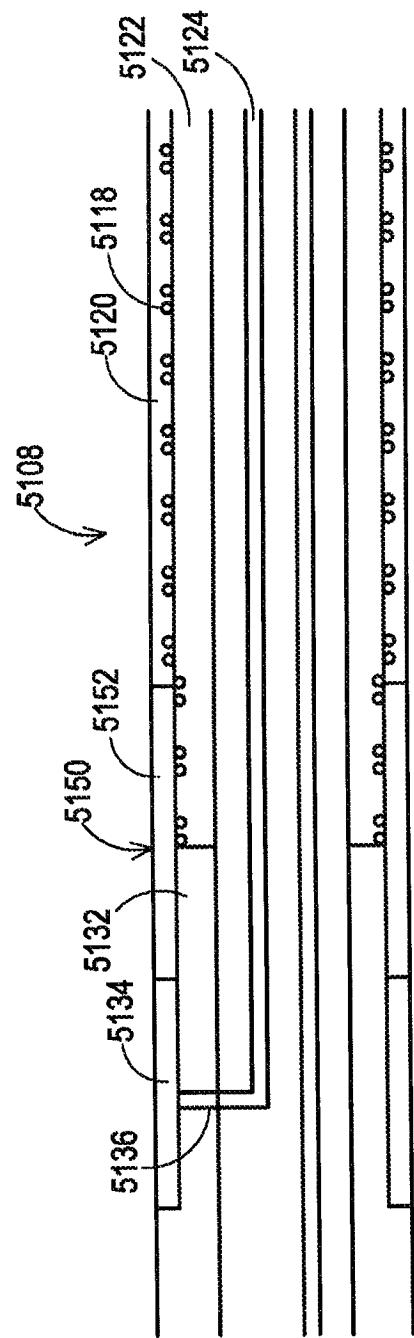


图 23

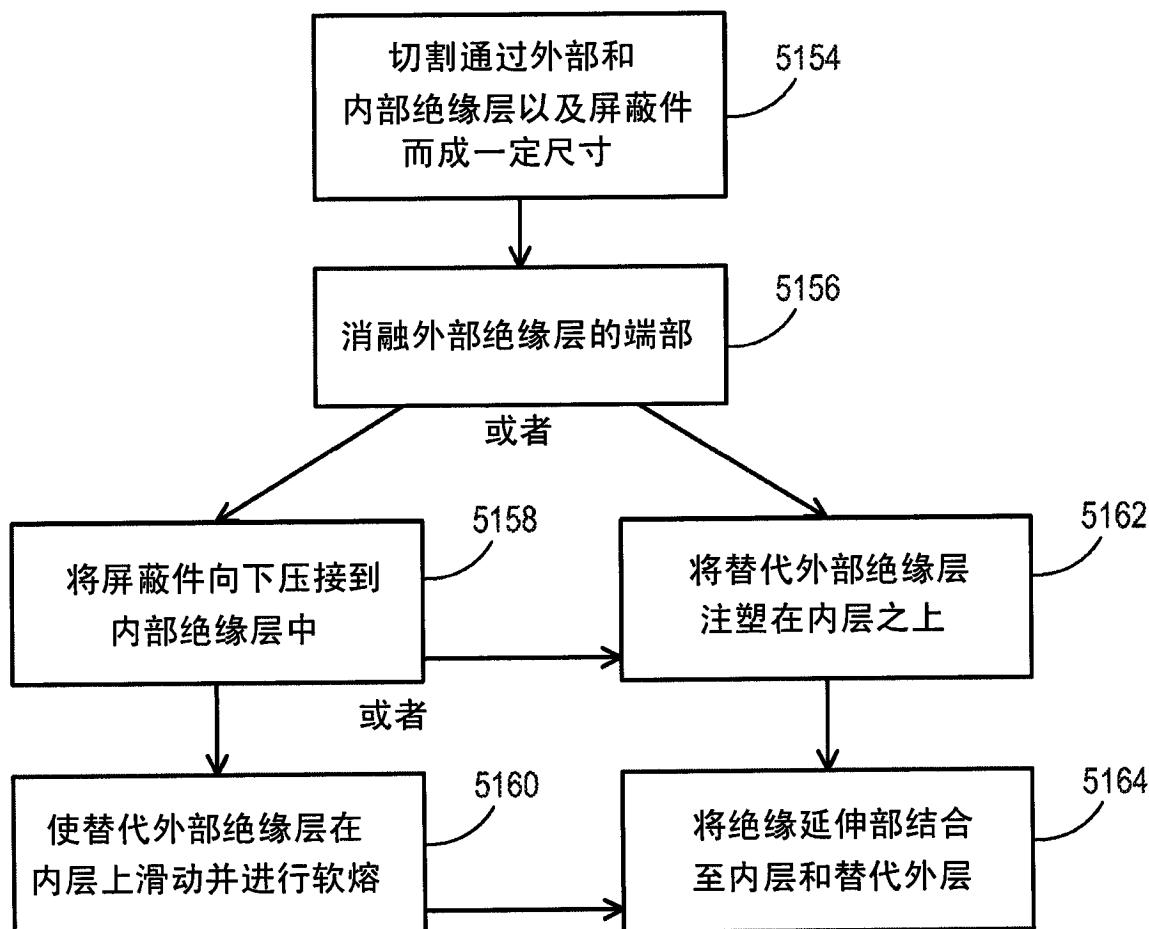


图 24

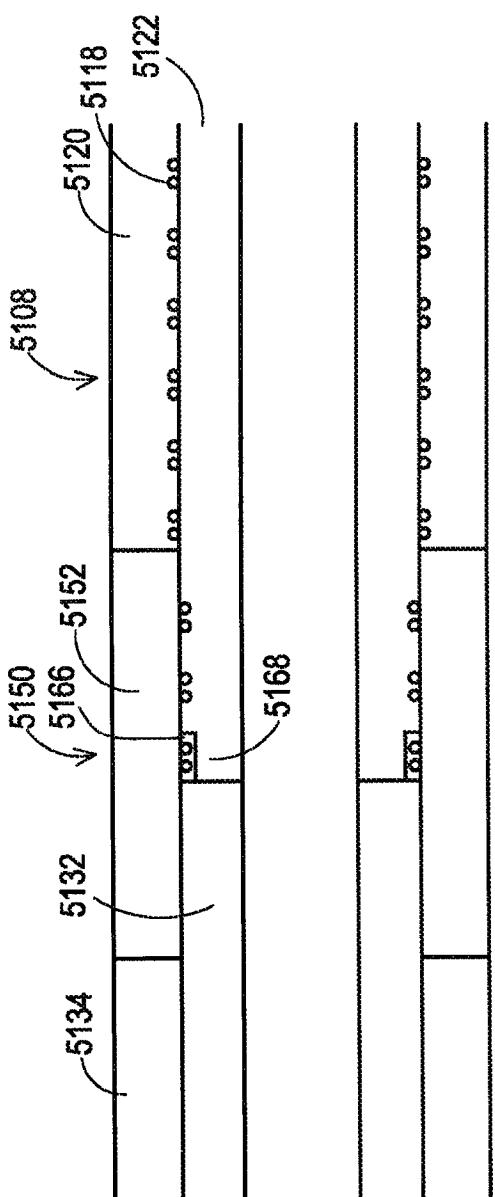


图 25

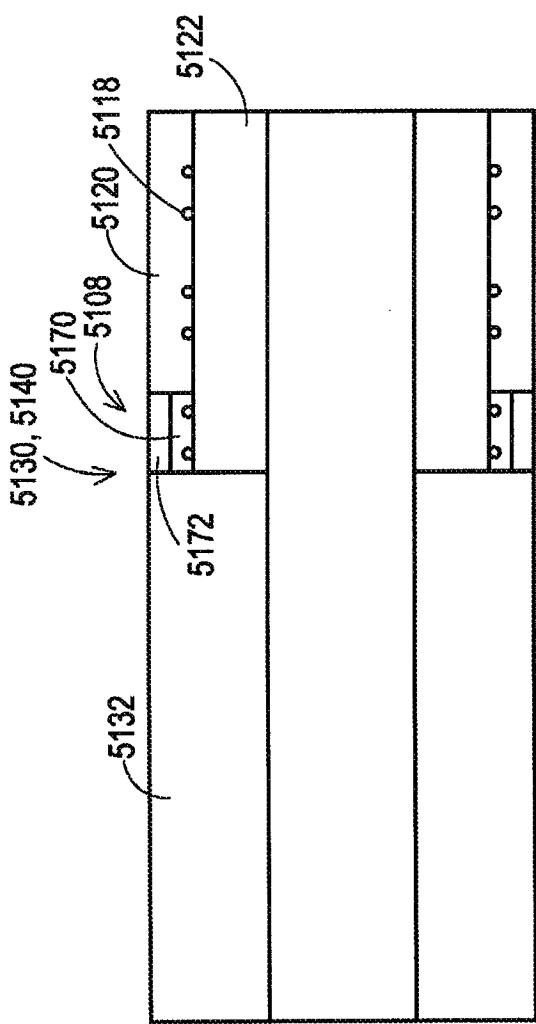


图 26

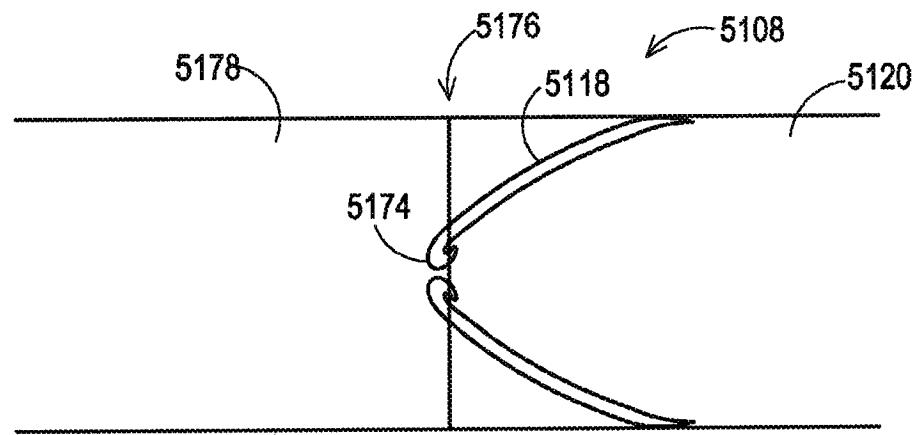


图 27

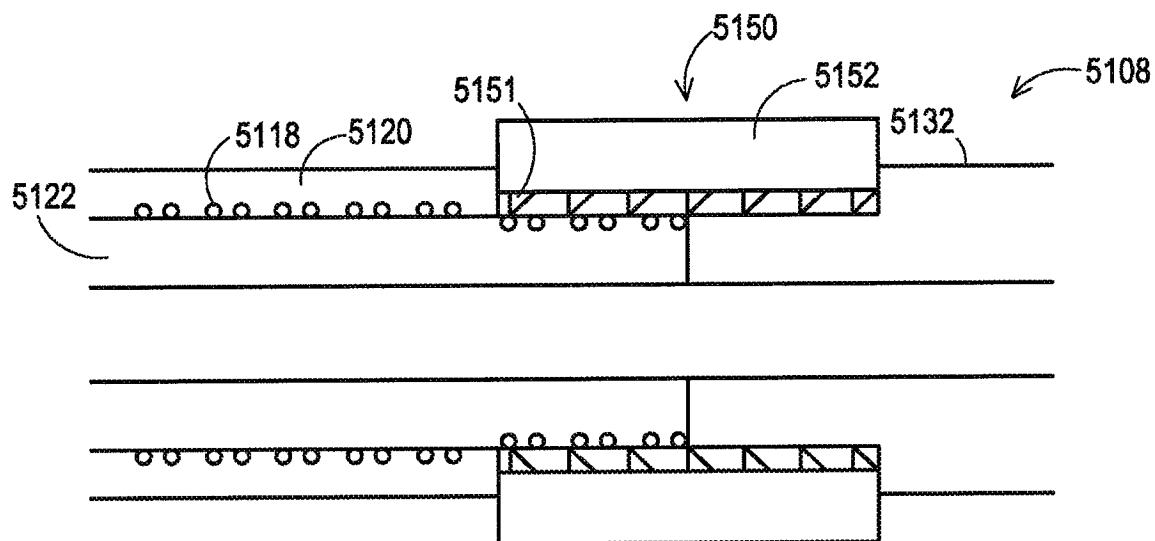


图 28

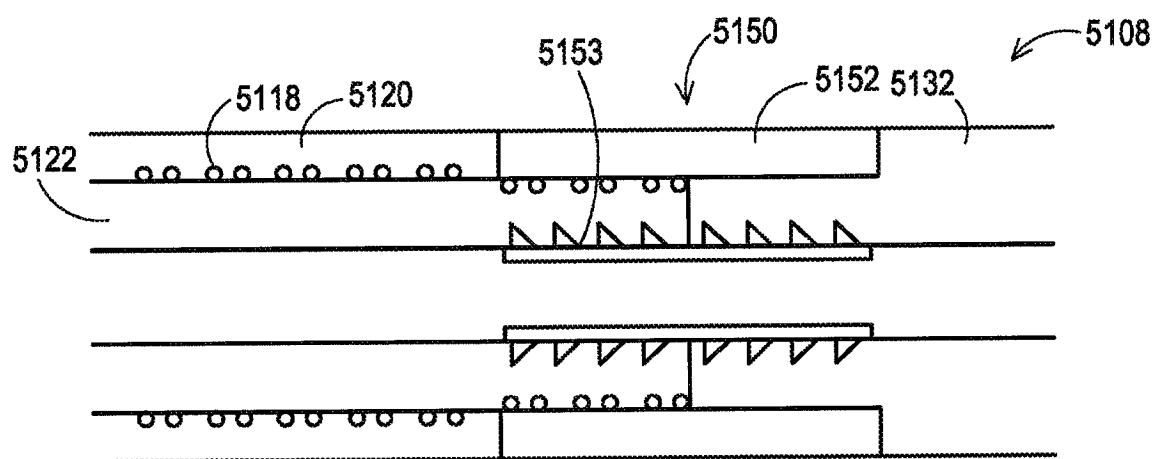


图 29

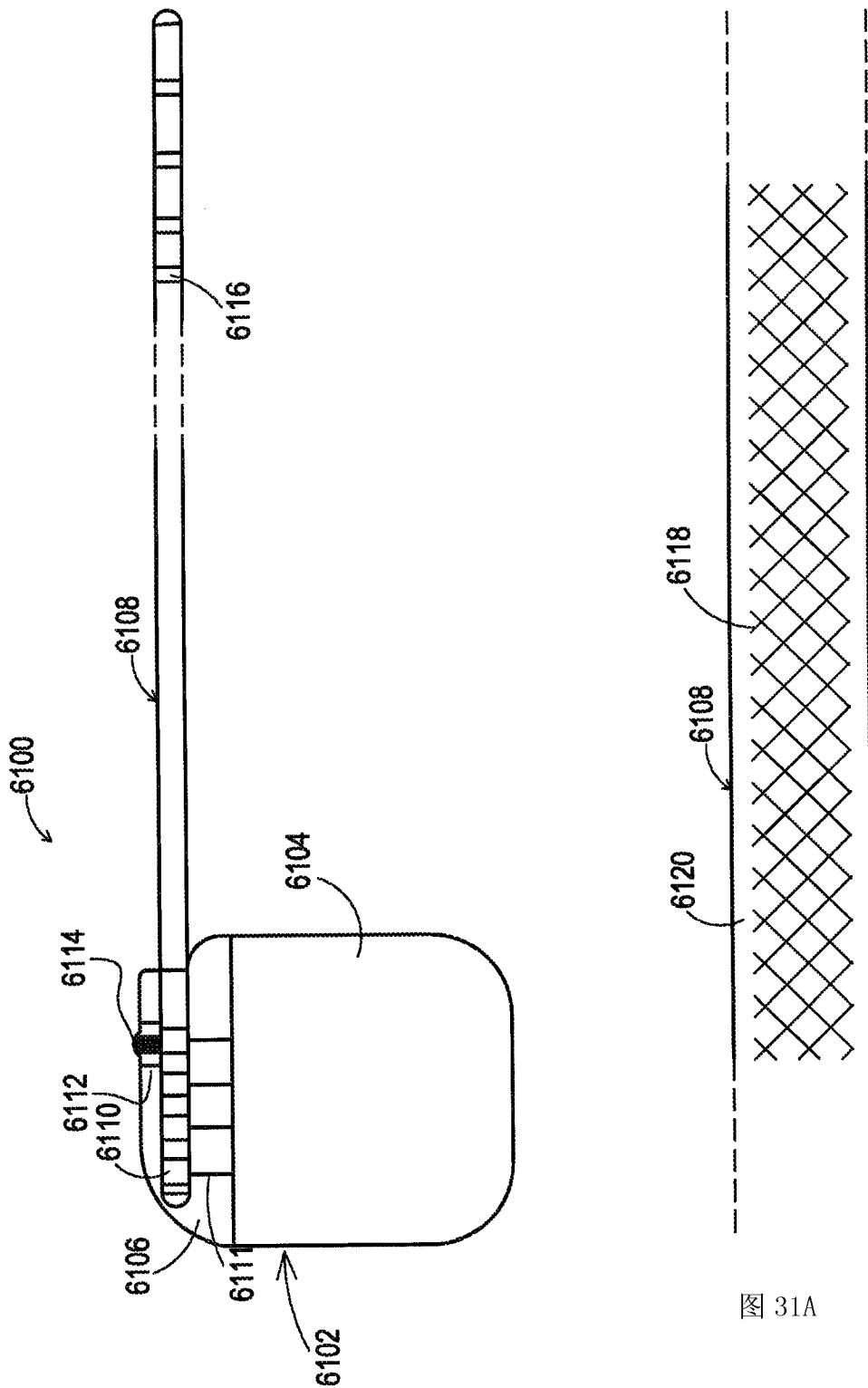


图 30

图 31A

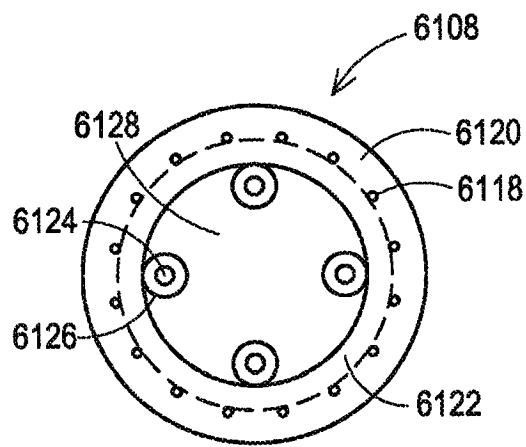


图 31B

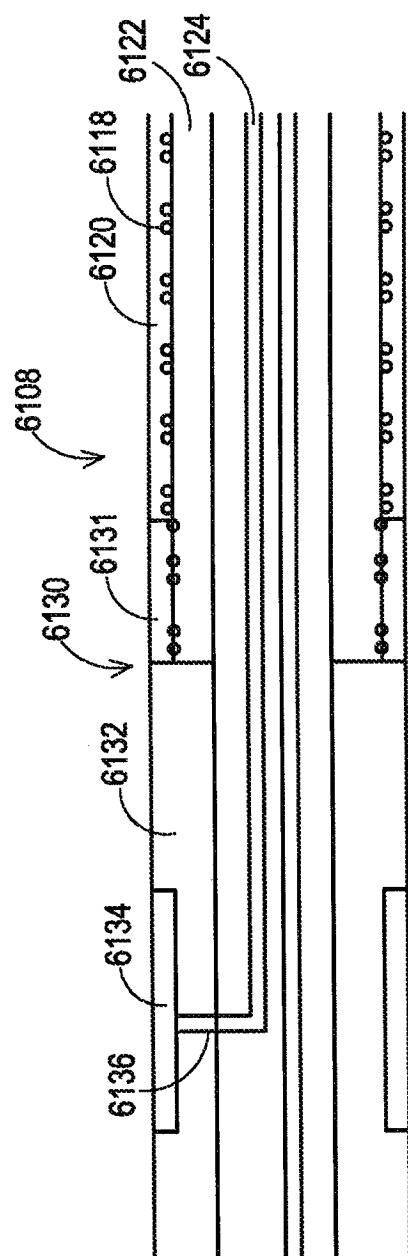


图 32

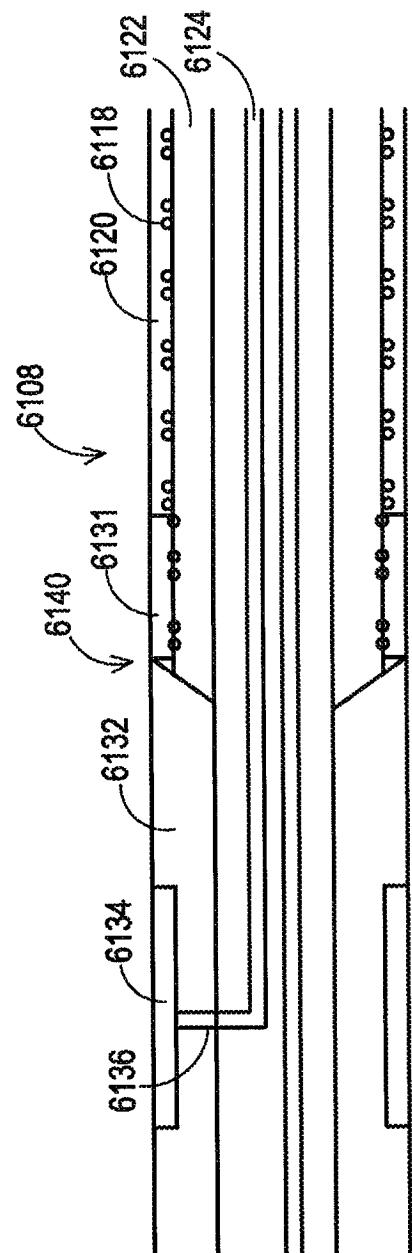


图 33

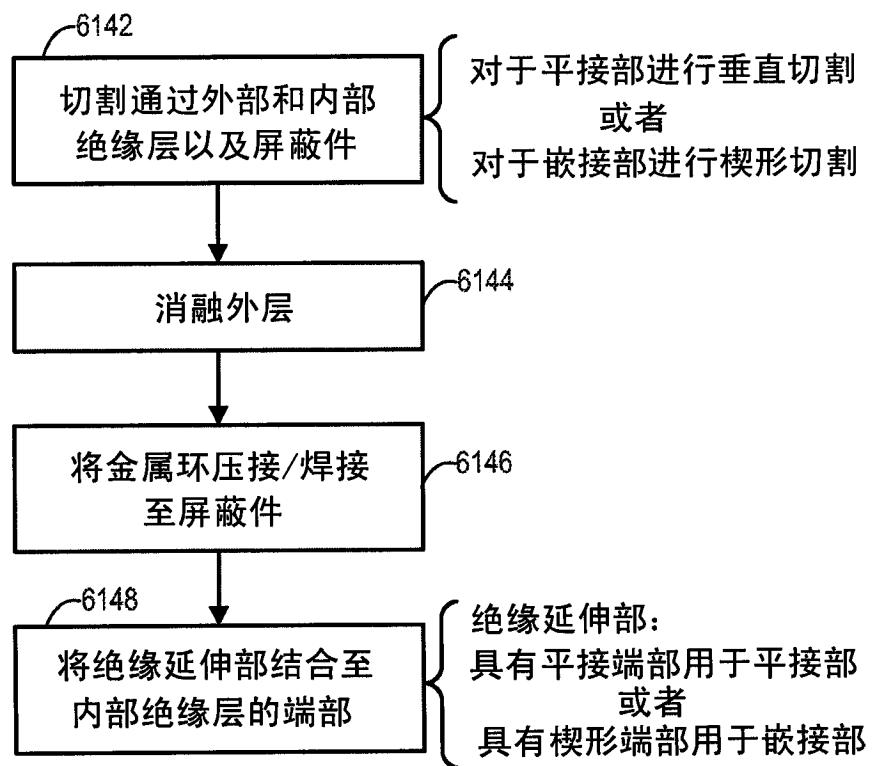


图 34

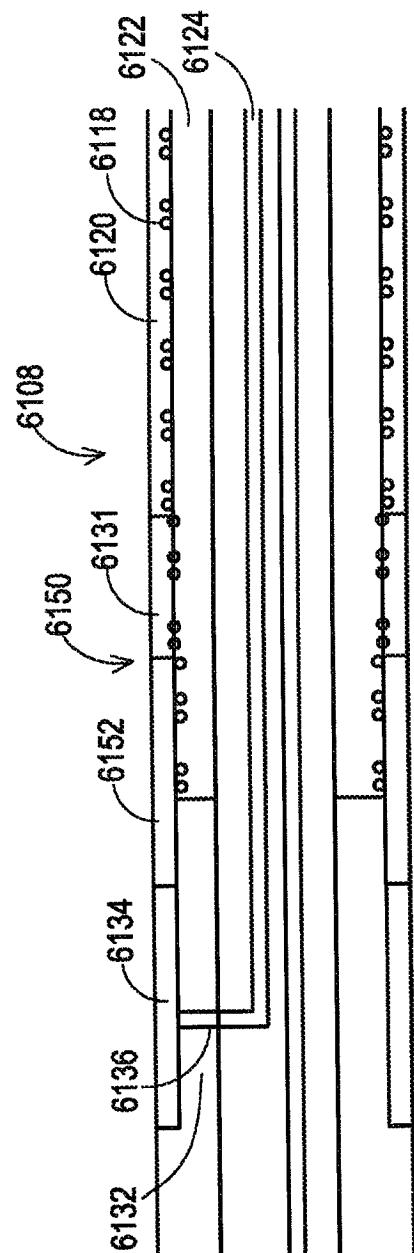


图 35

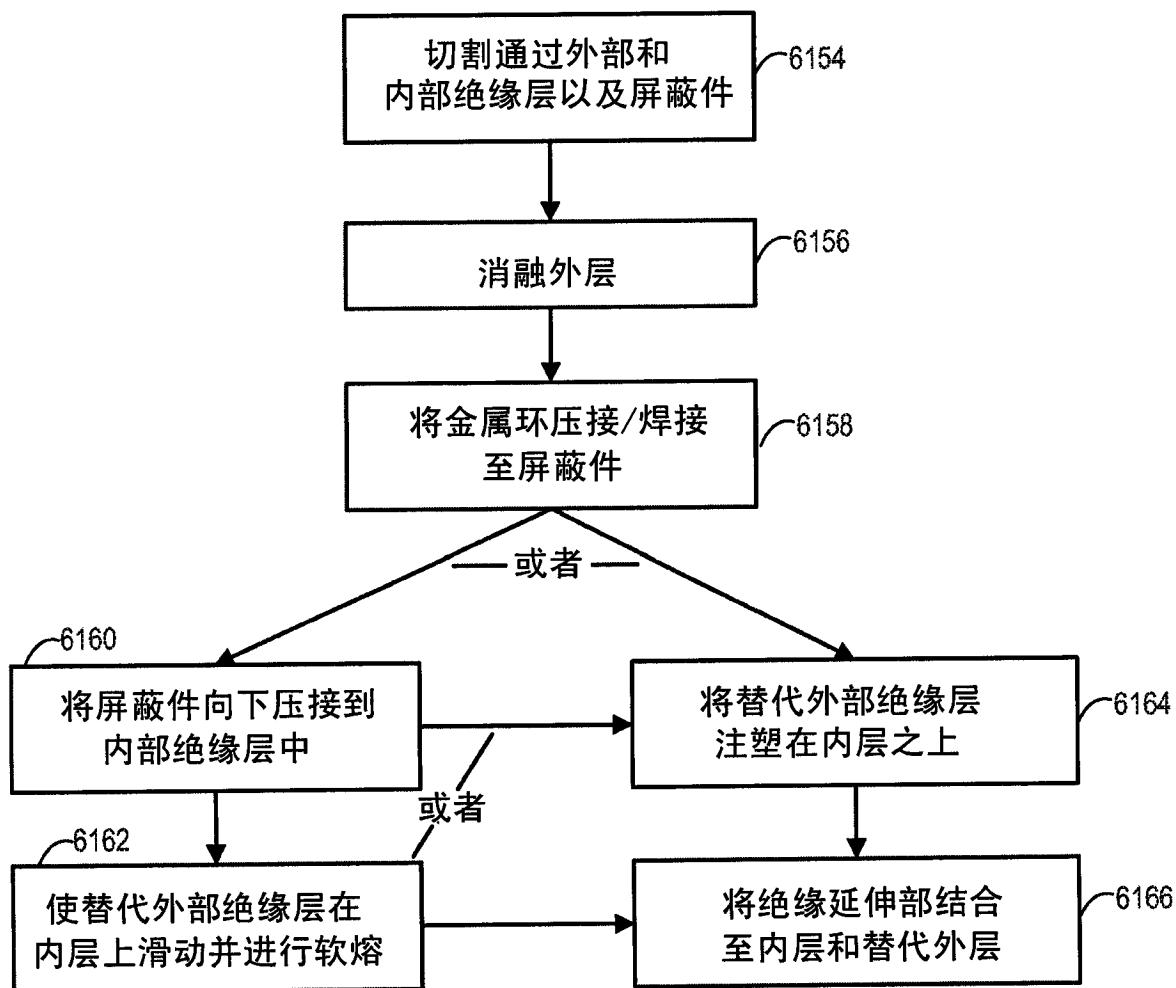


图 36

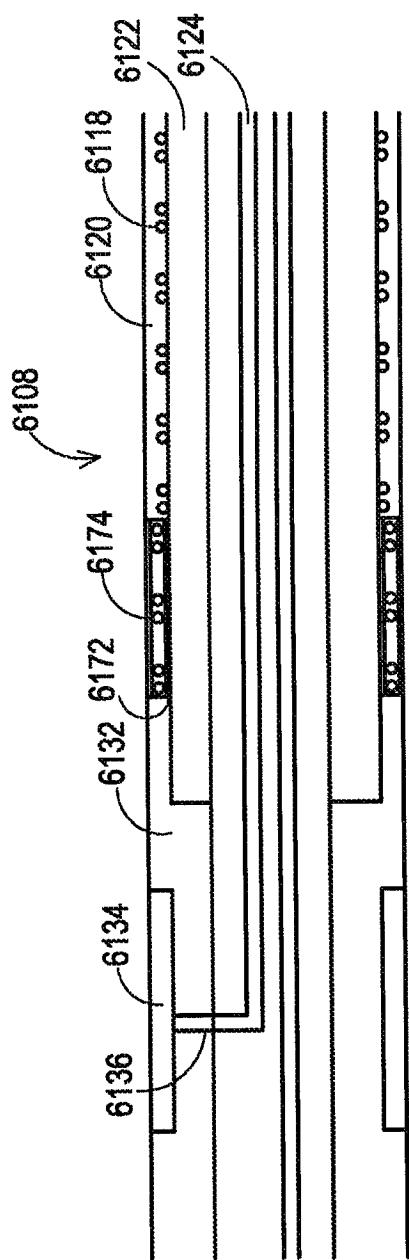


图 37

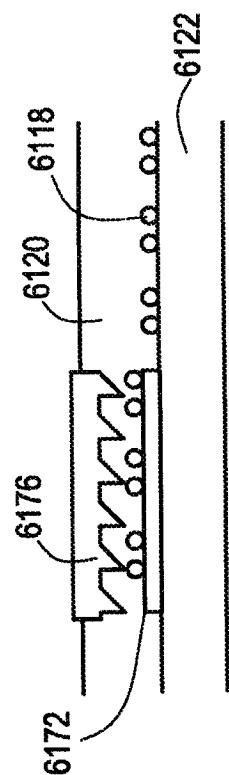


图 38

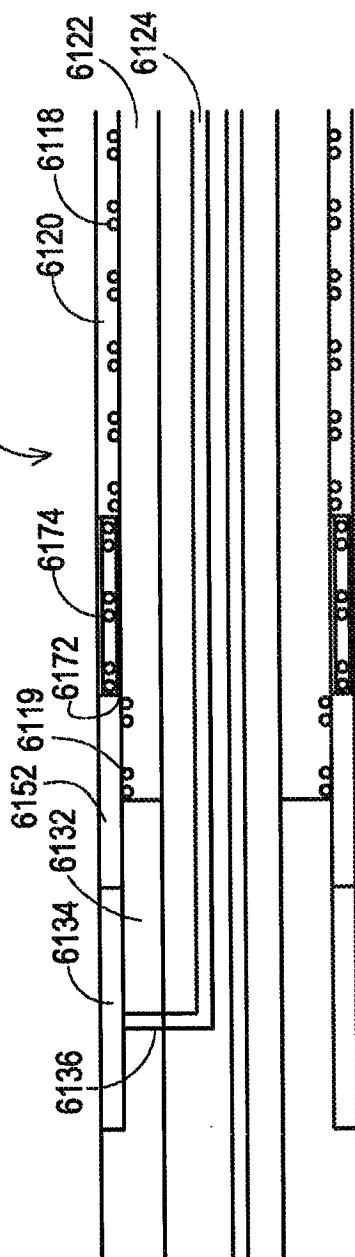


图 39

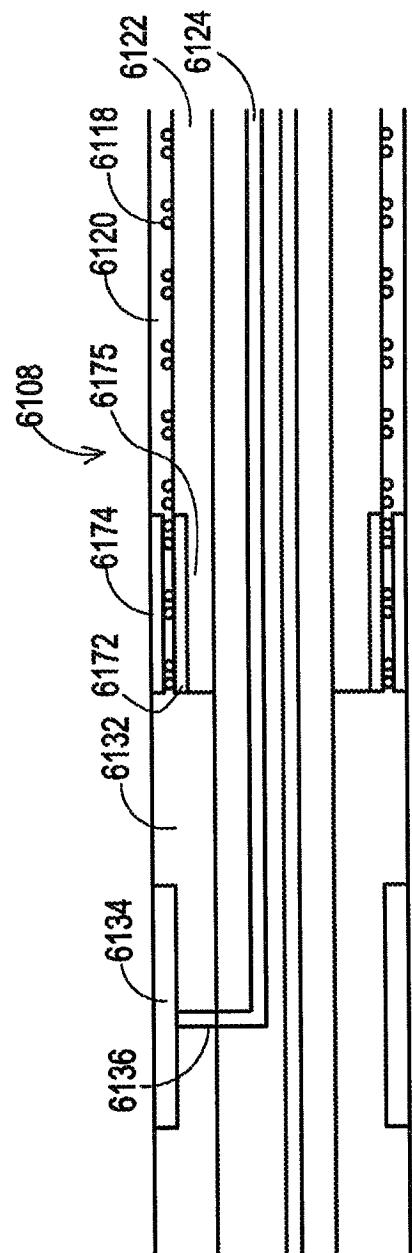


图 40

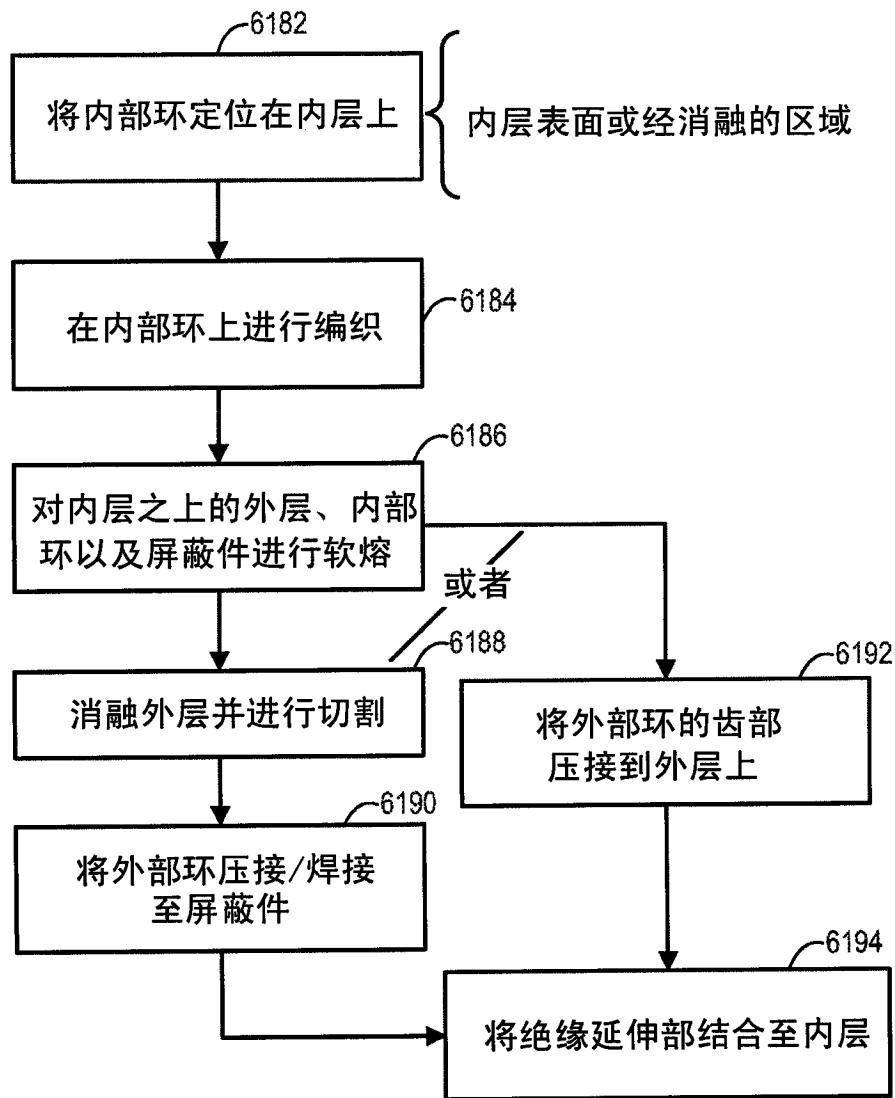


图 41

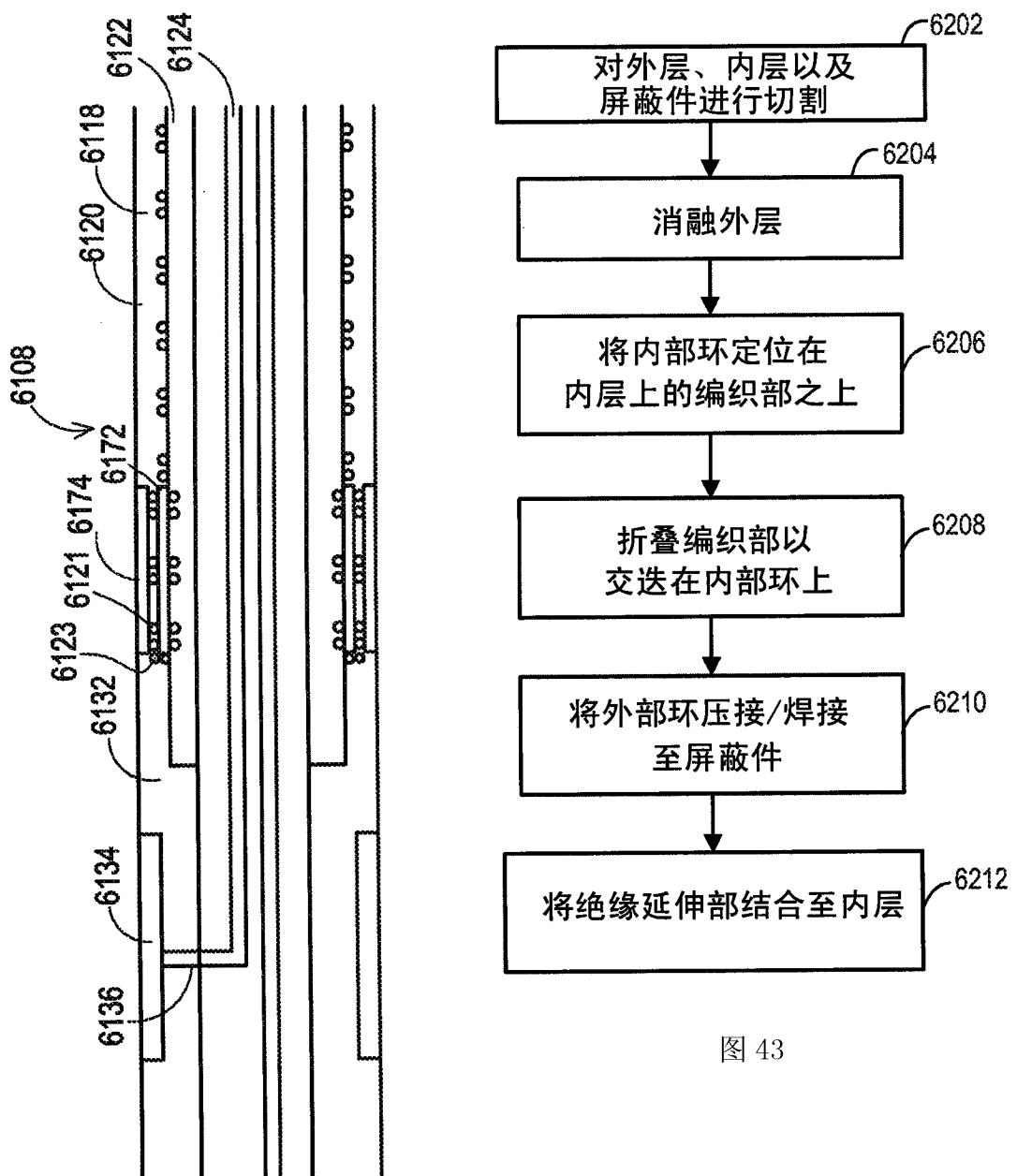


图 42

图 43

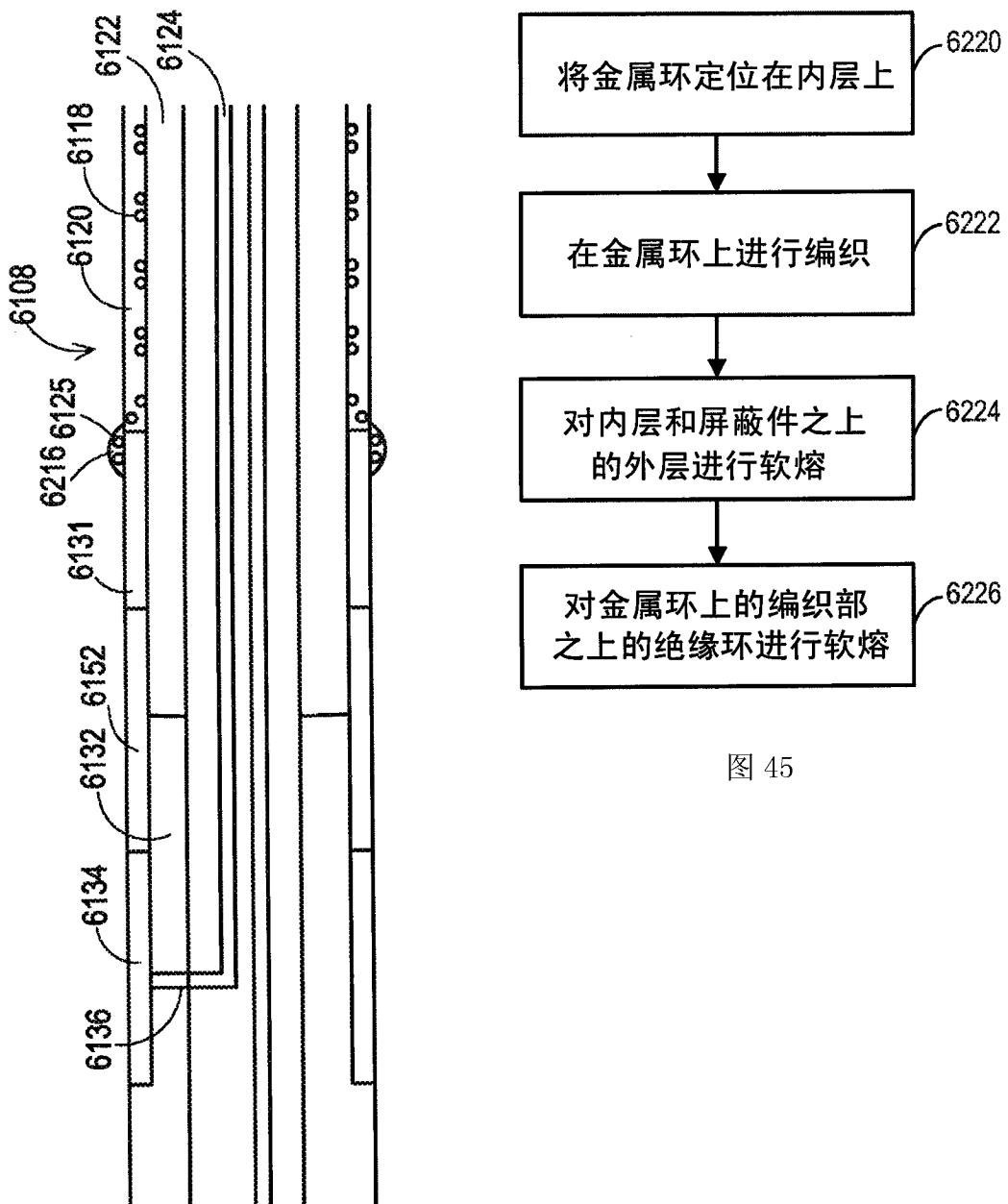


图 44

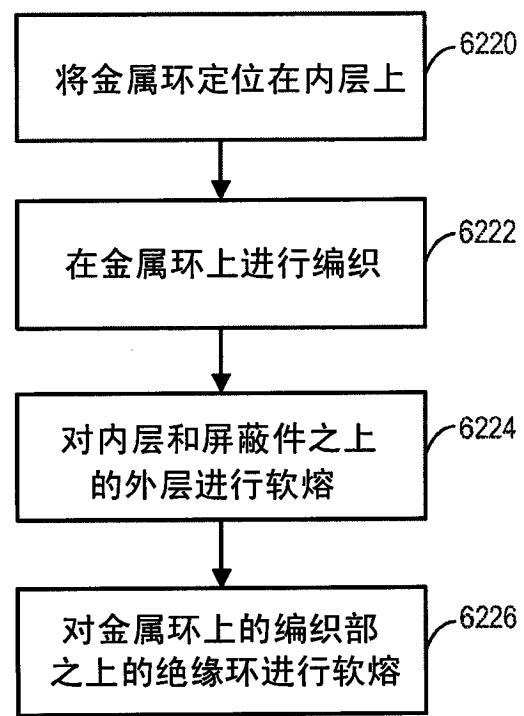


图 45

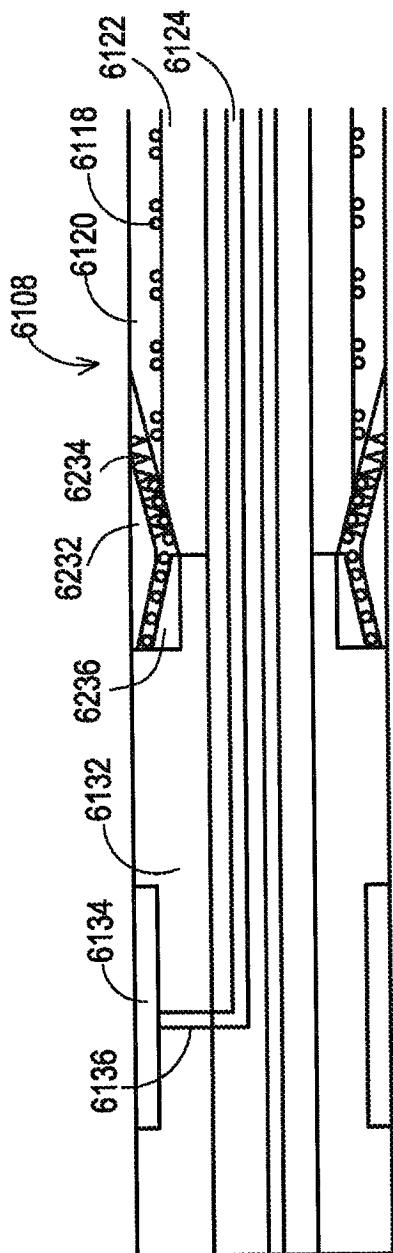


图 46

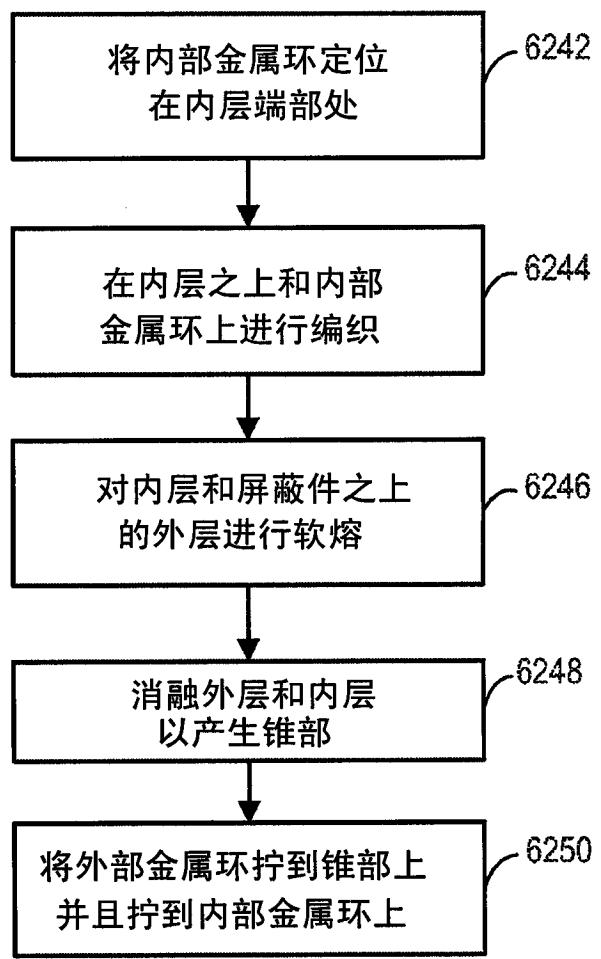


图 47

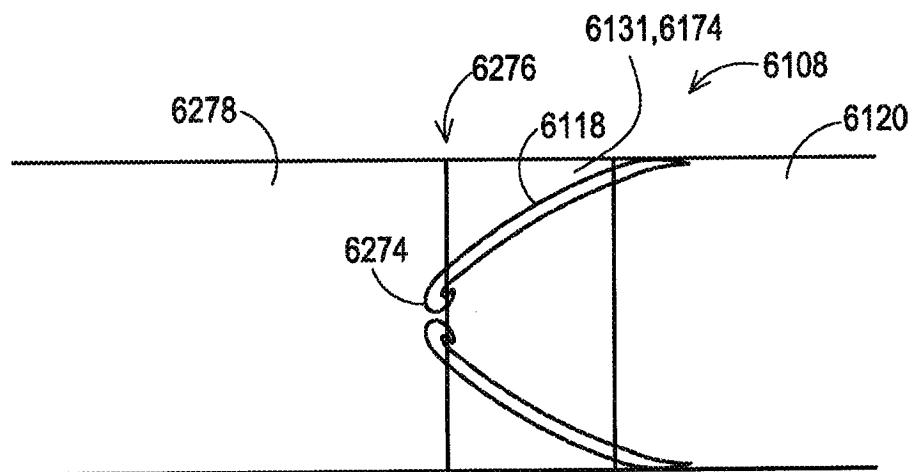


图 48

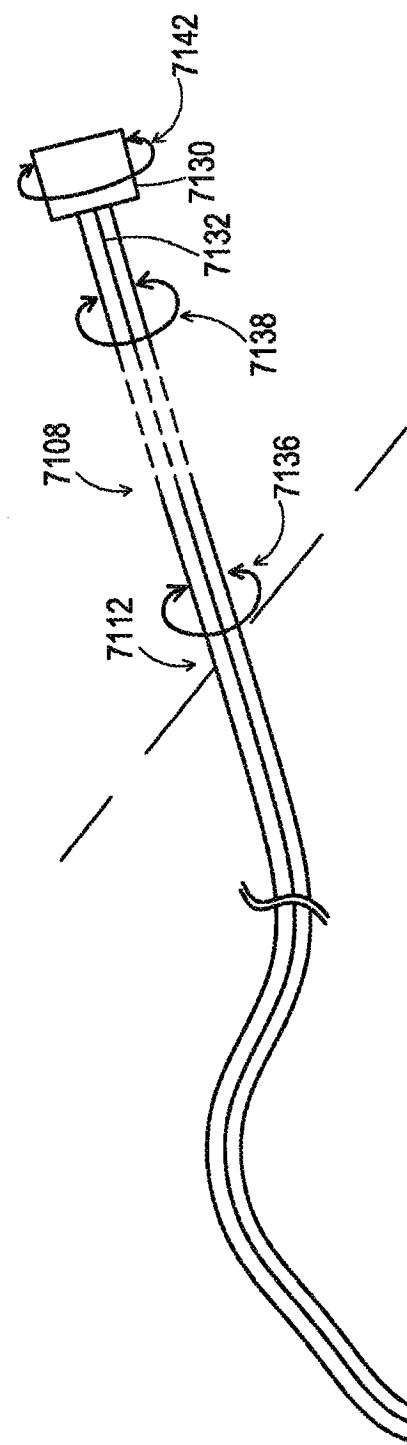


图 49

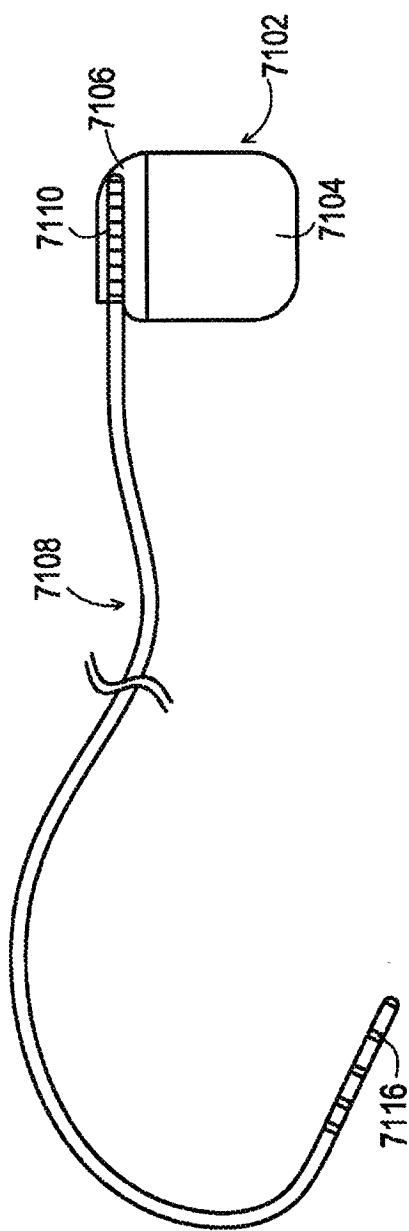


图 50

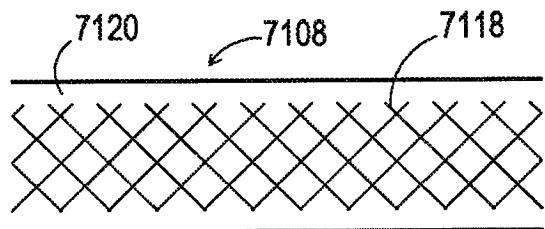


图 51

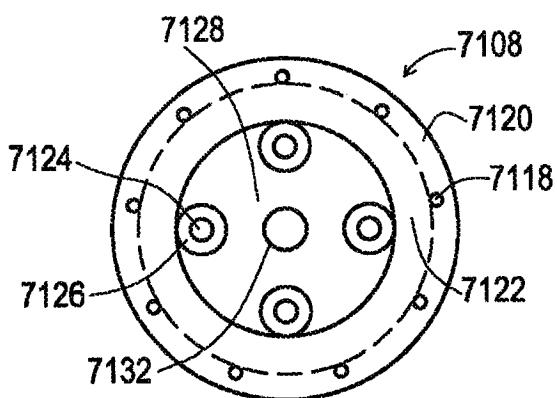


图 52

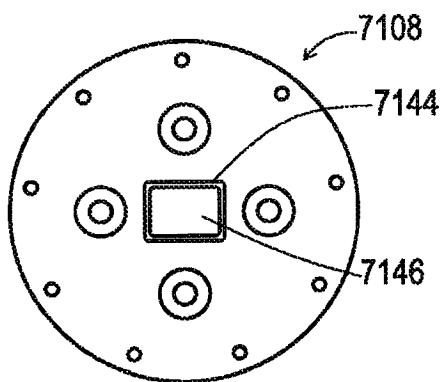


图 53

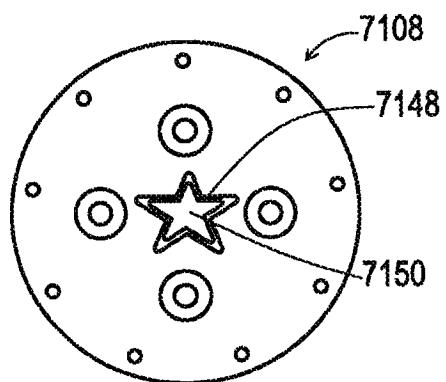


图 54

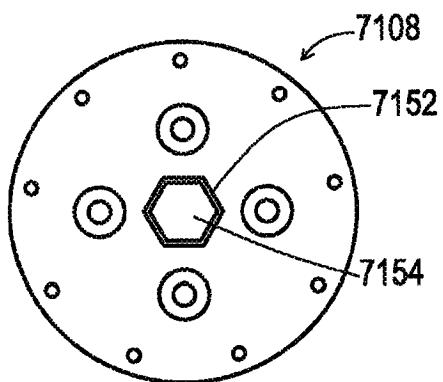


图 55

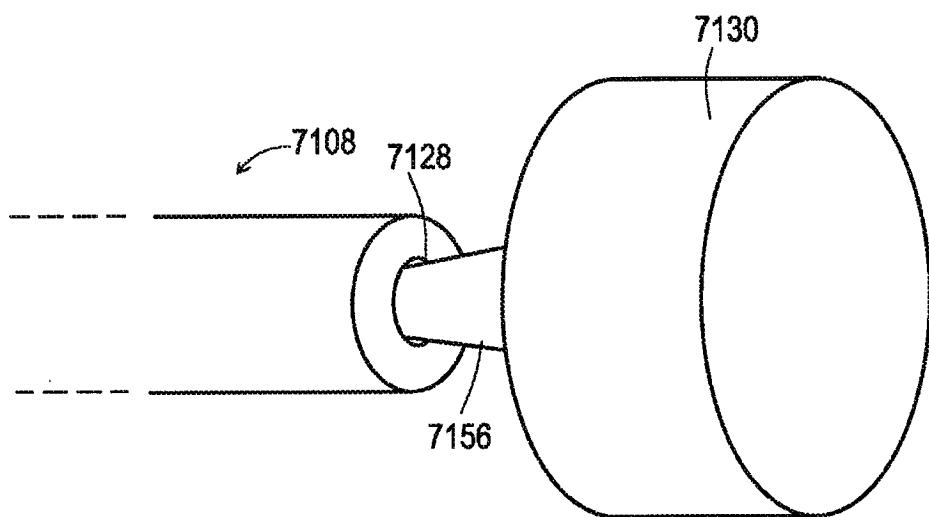


图 56

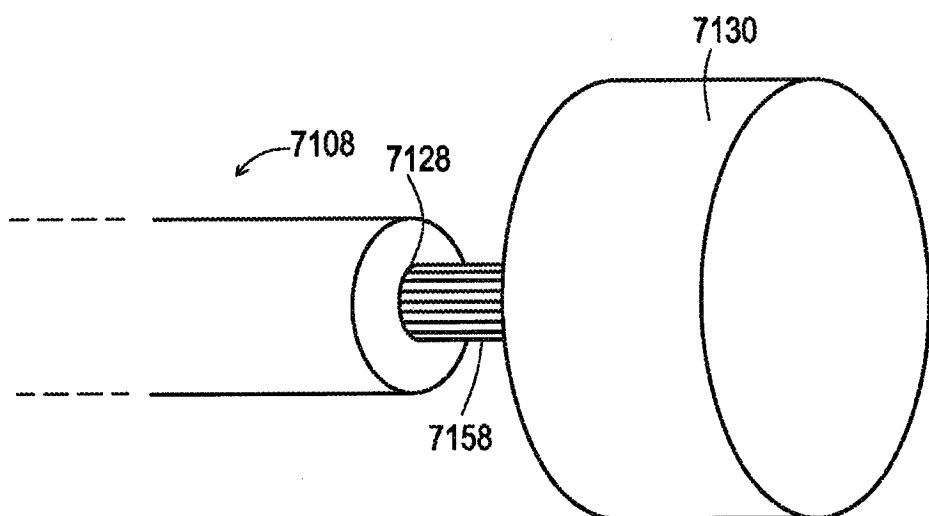


图 57

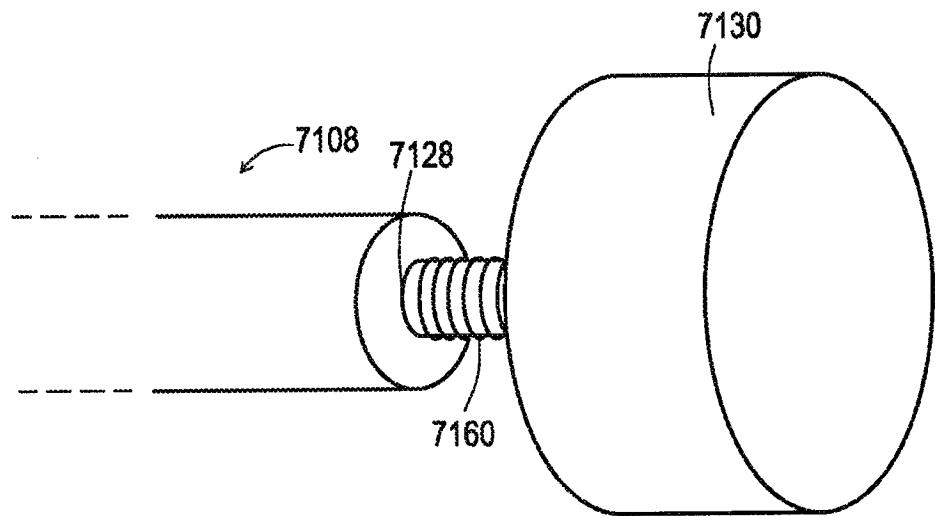


图 58

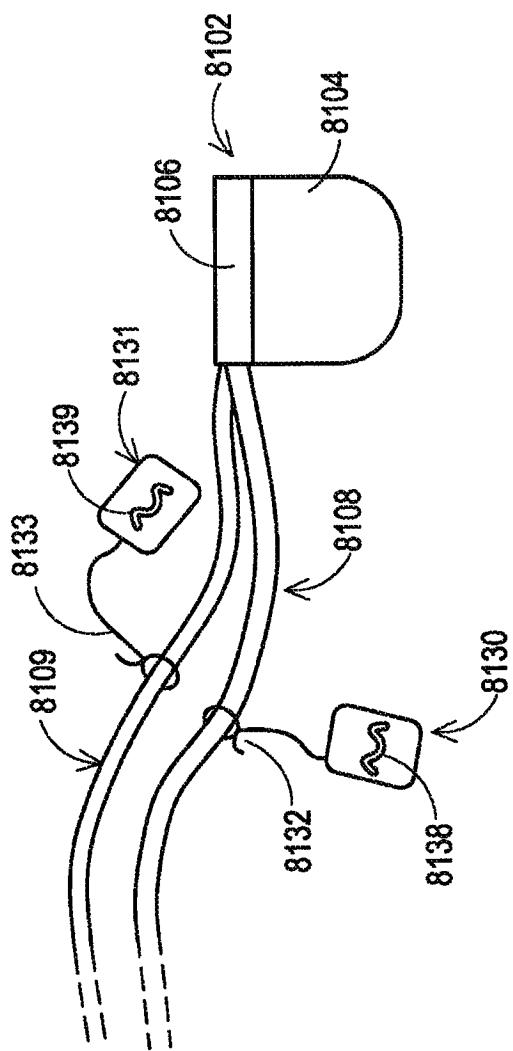


图 59

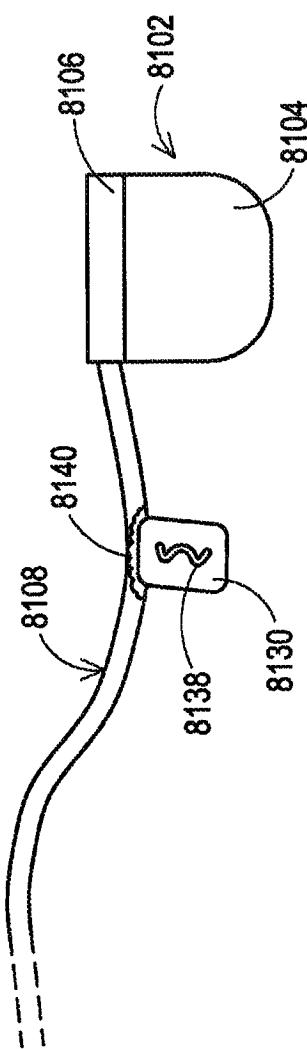
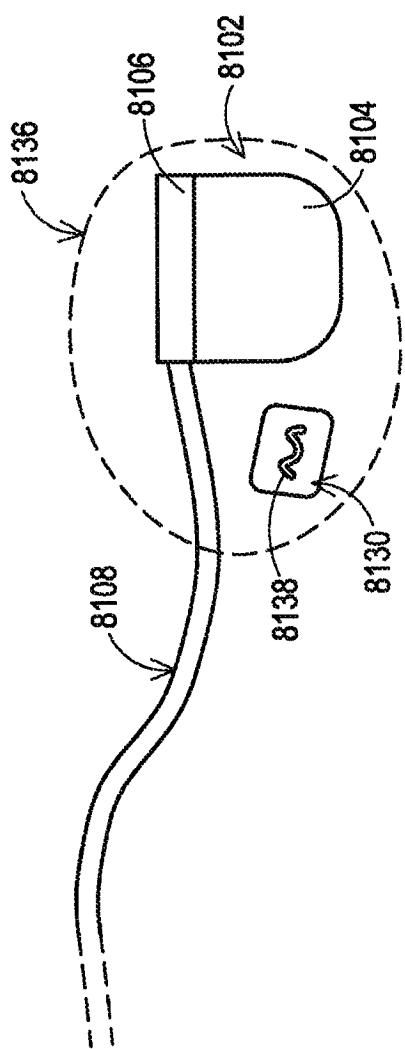
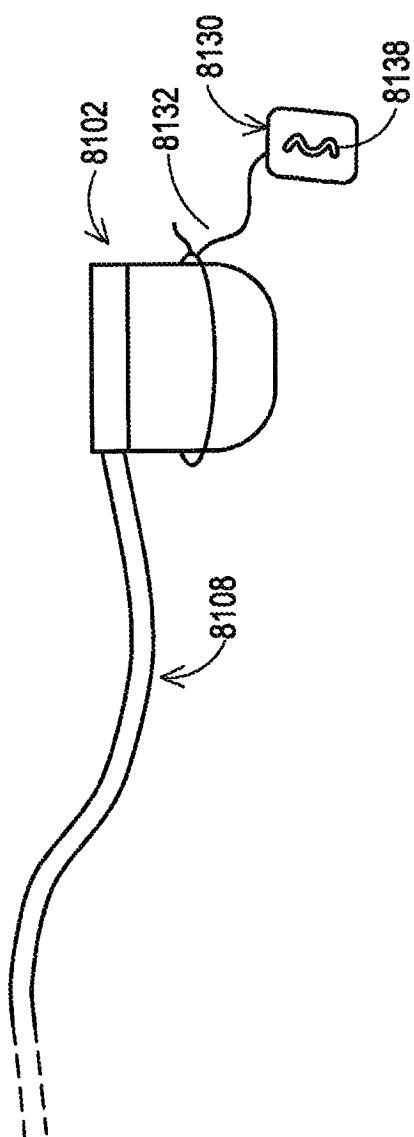


图 60

图 61

图 62

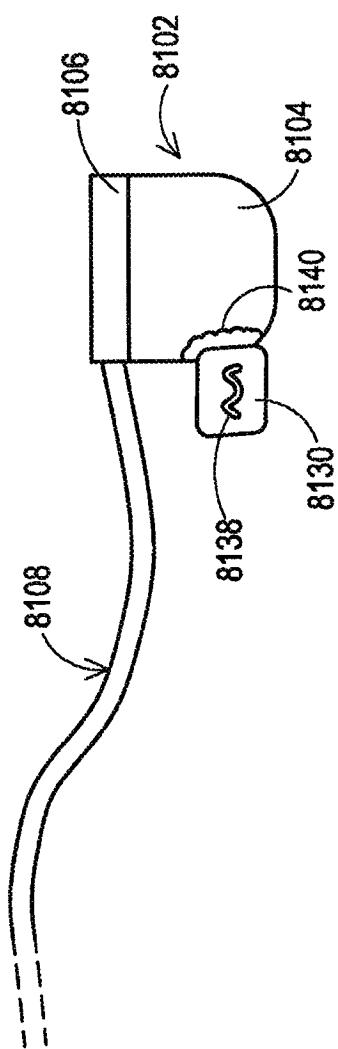


图 63

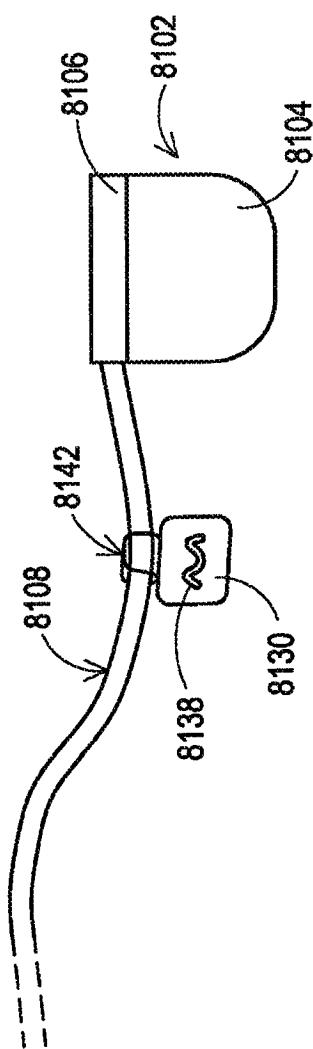


图 64

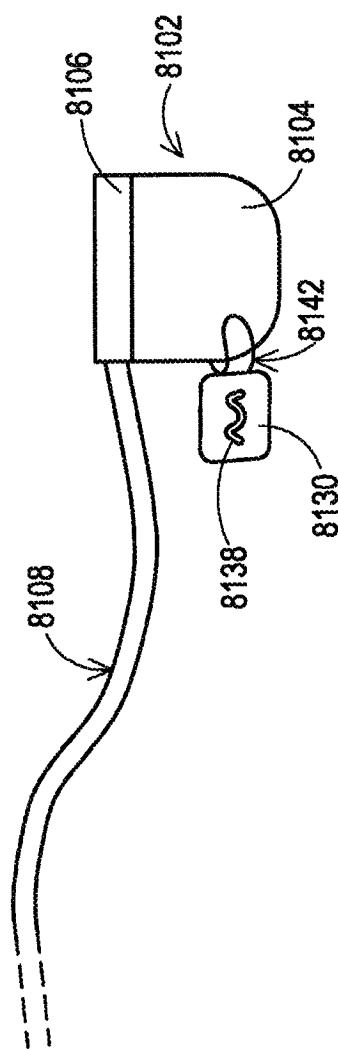


图 65

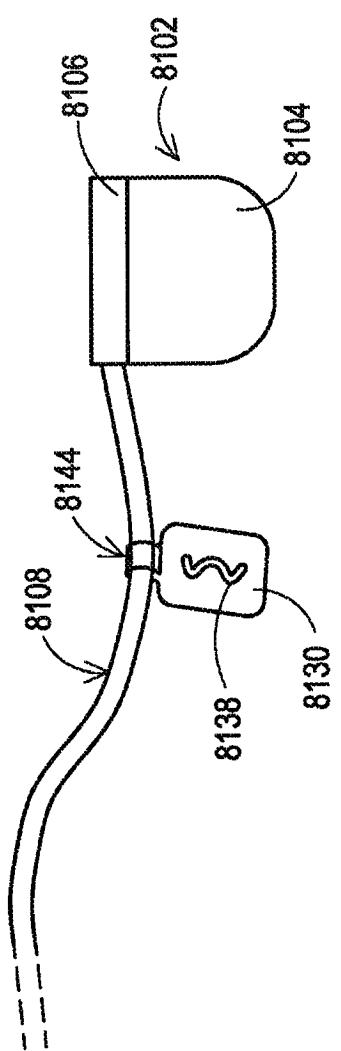


图 66

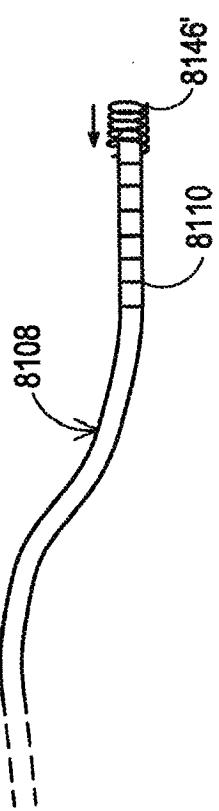


图 67A

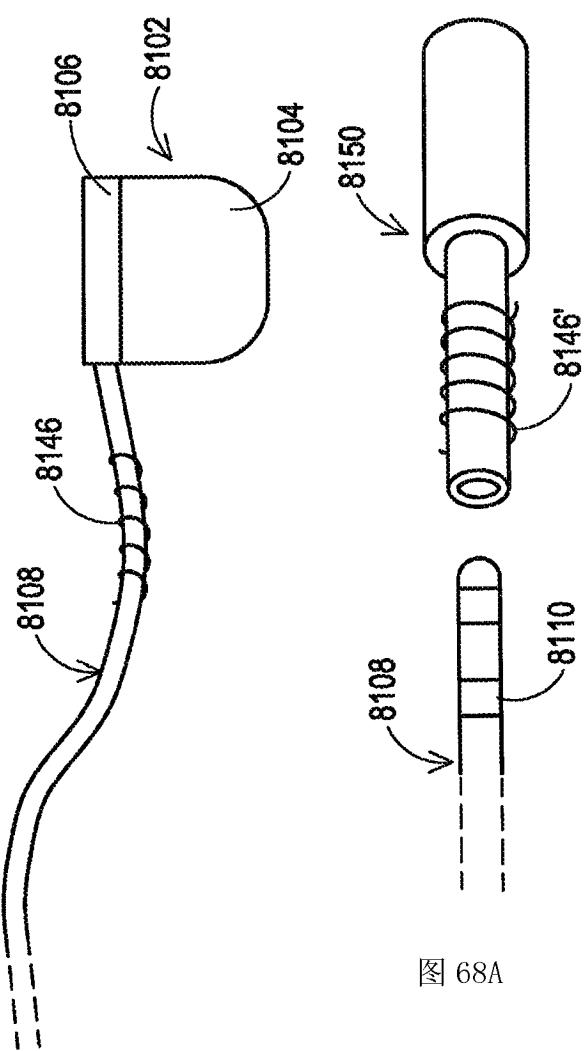


图 67B

图 68A

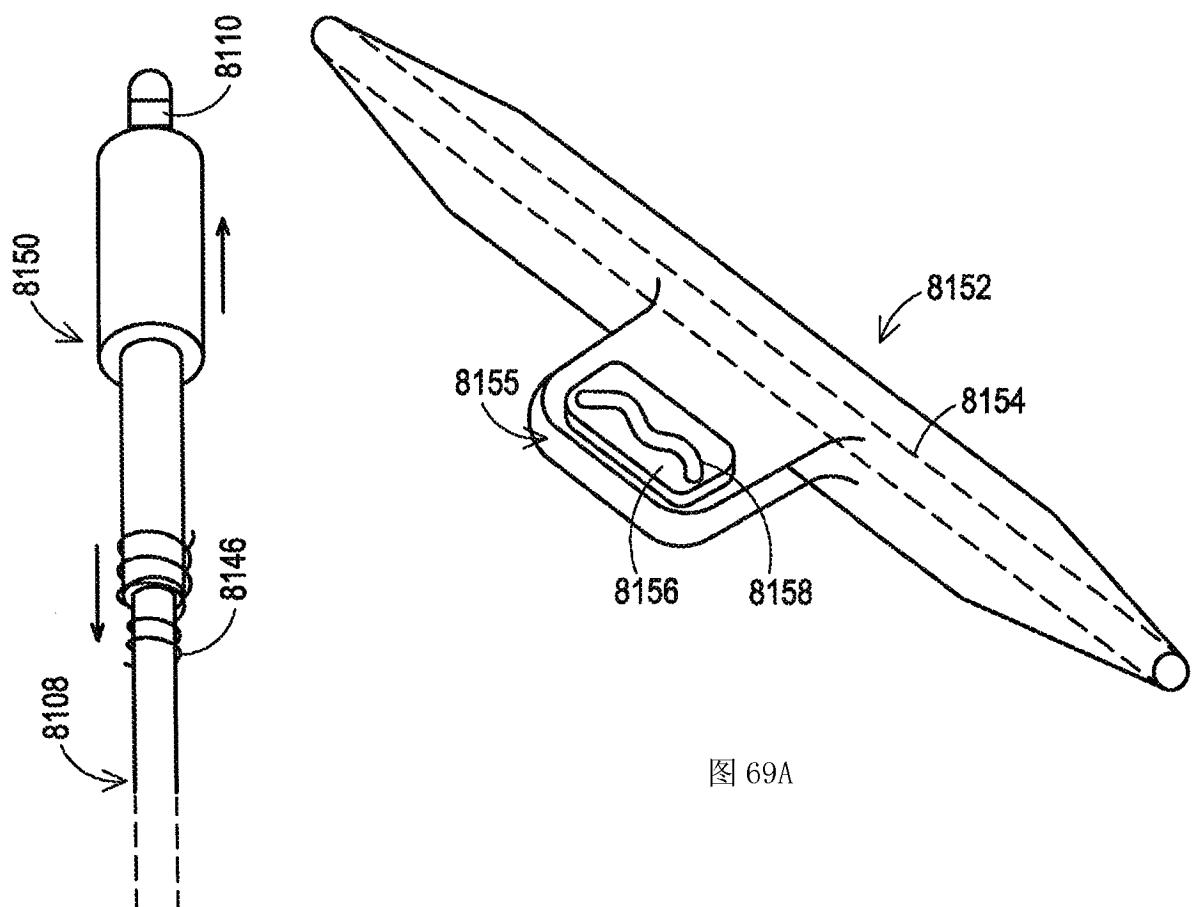


图 69A

图 68B

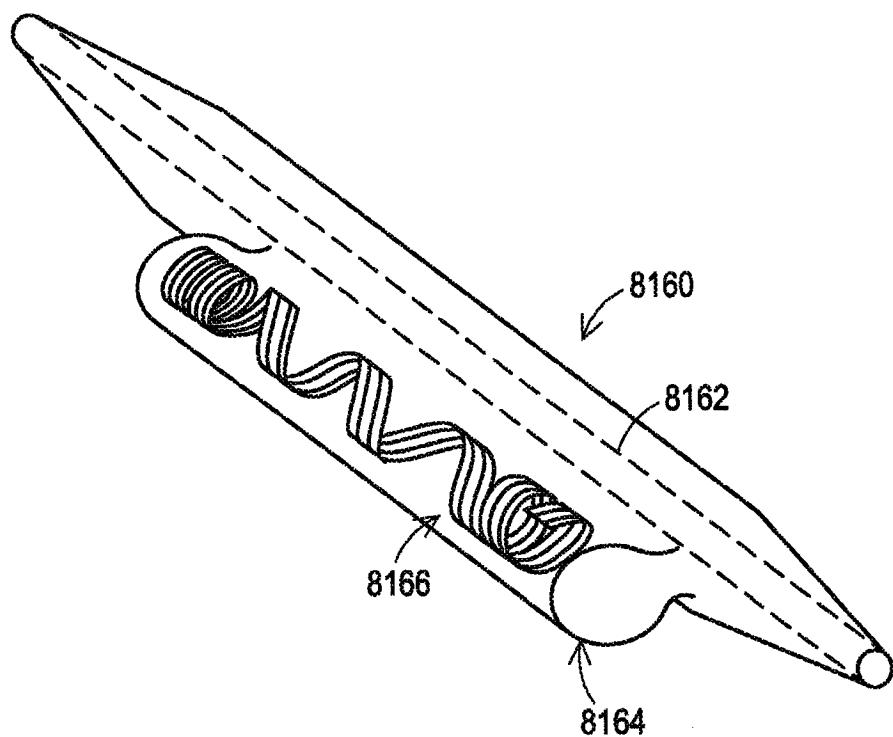


图 70A

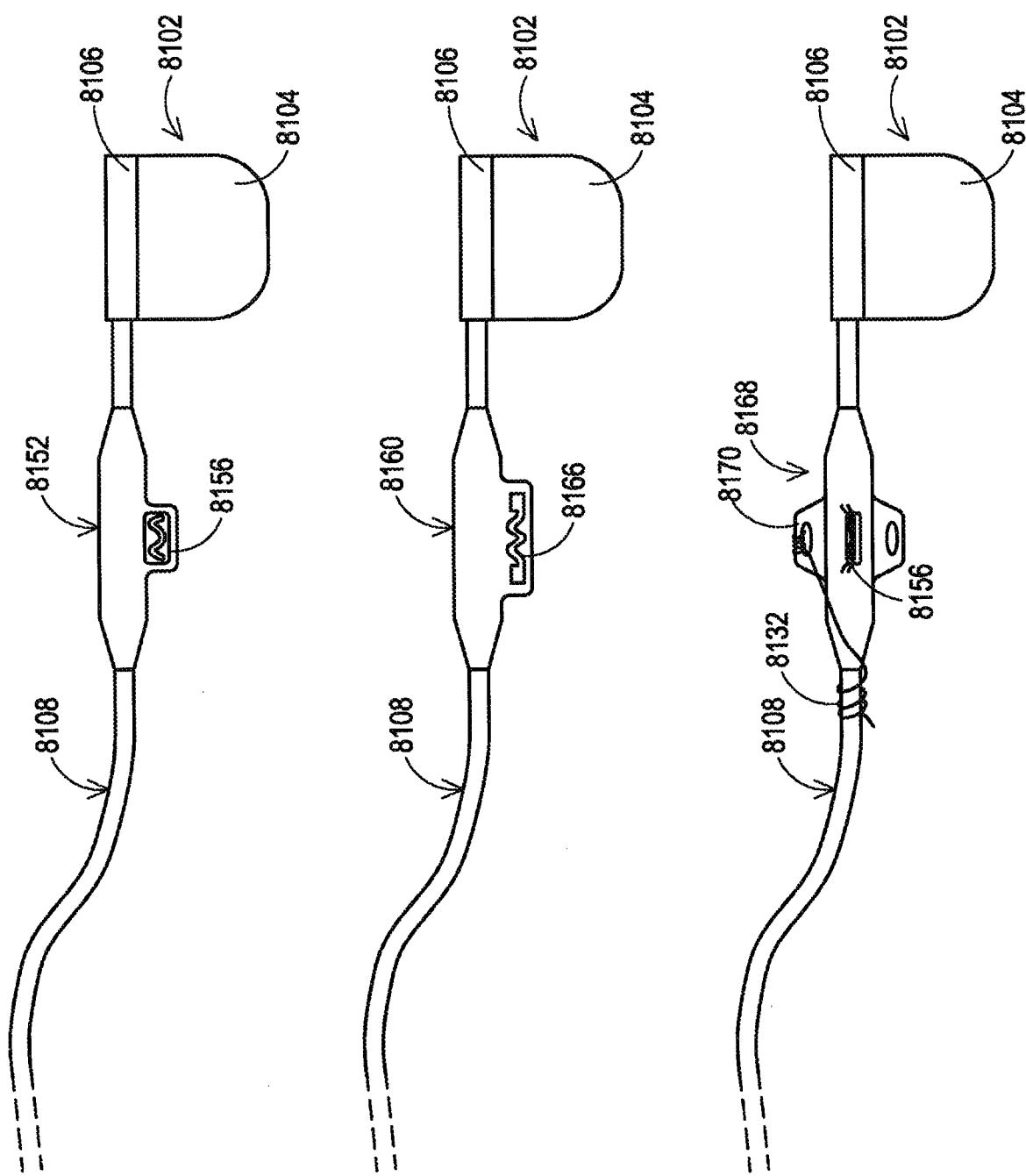


图 69B

图 70B

图 69C

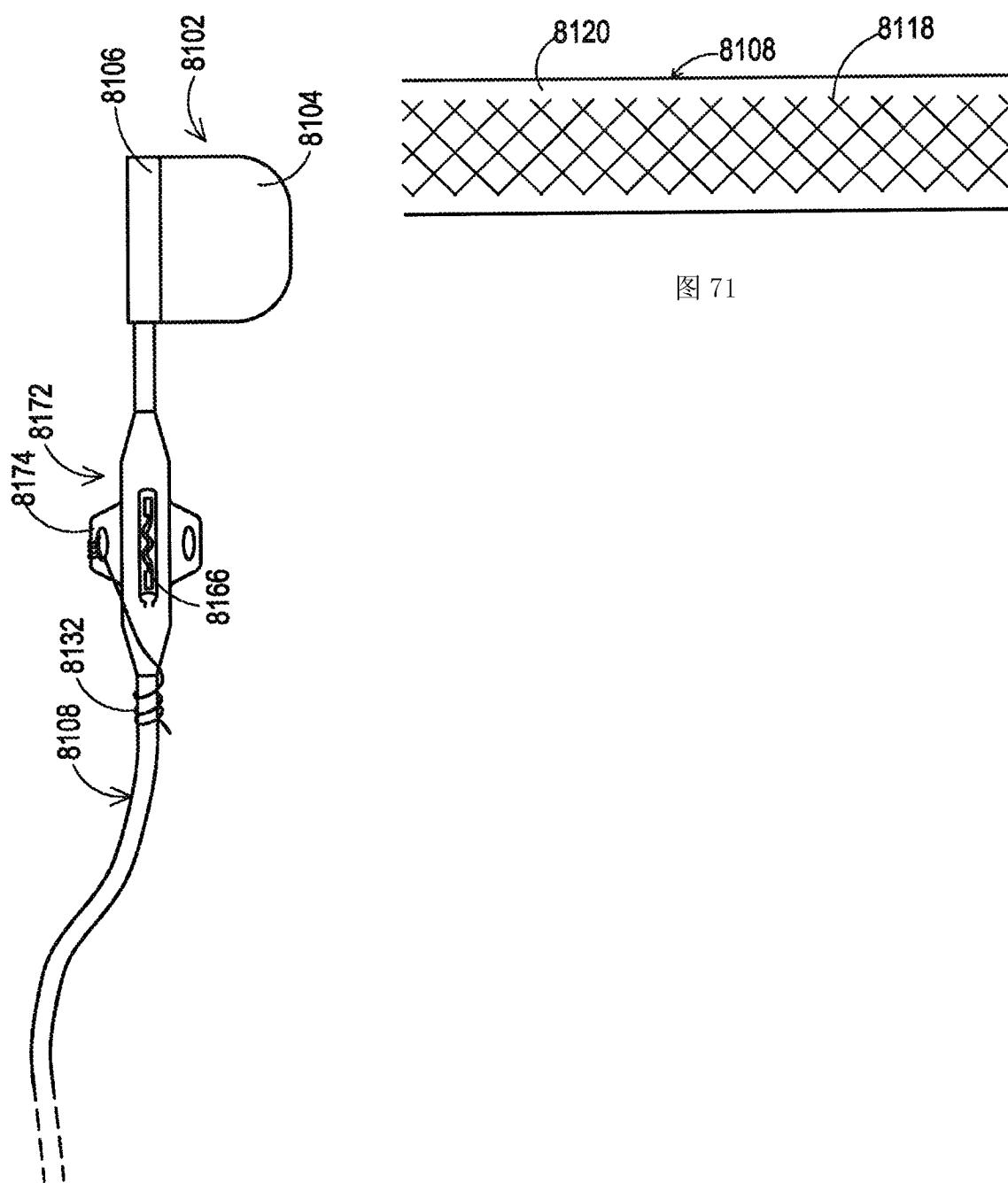


图 70C

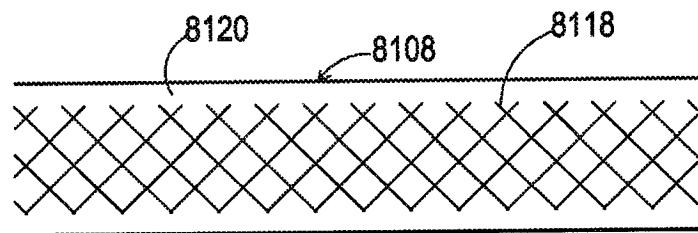


图 71

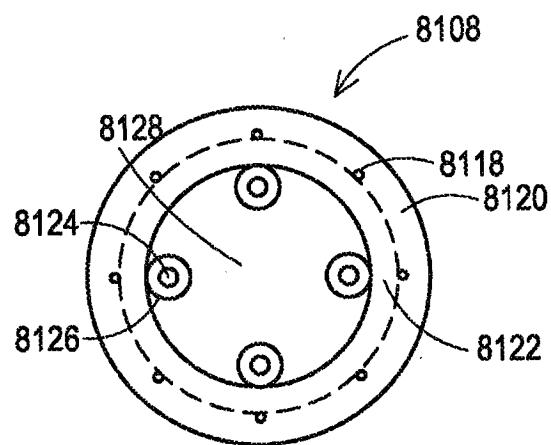


图 72

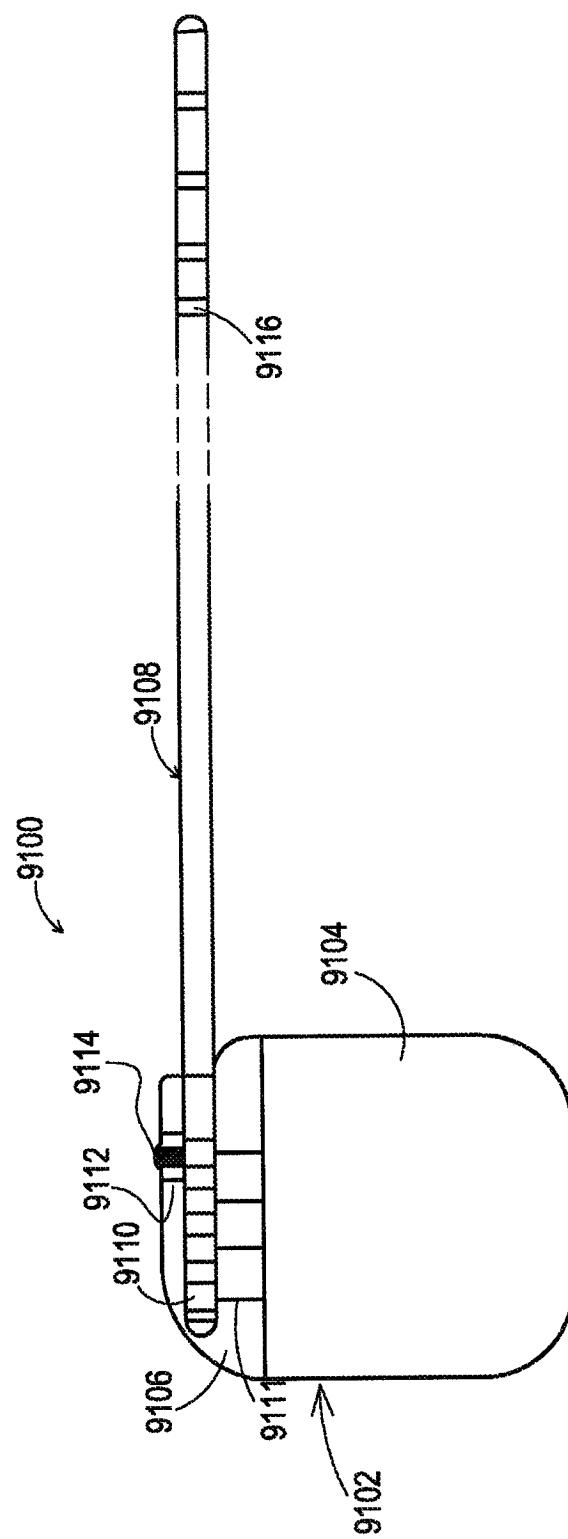


图 73

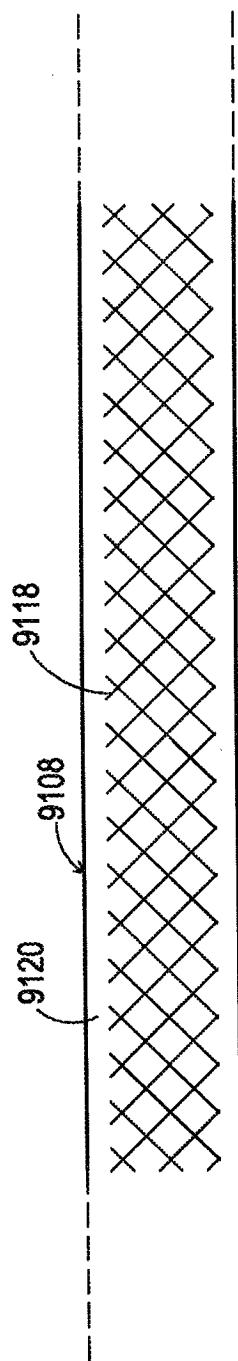


图 74A

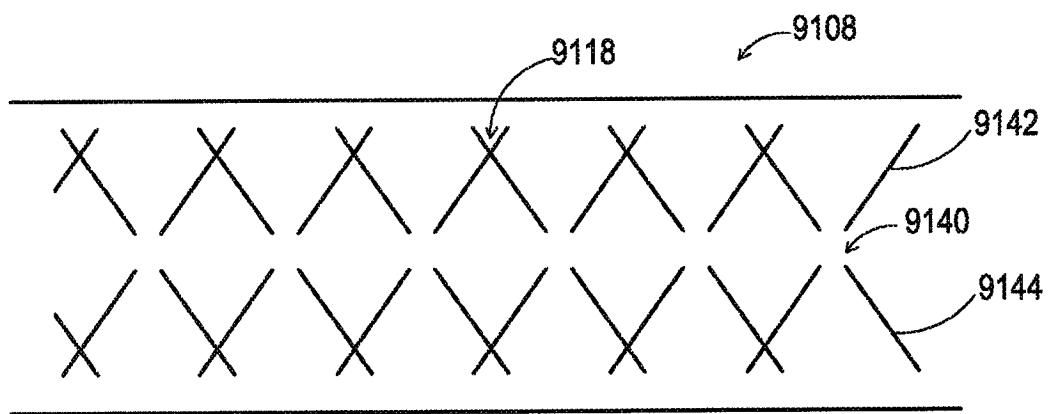


图 74B

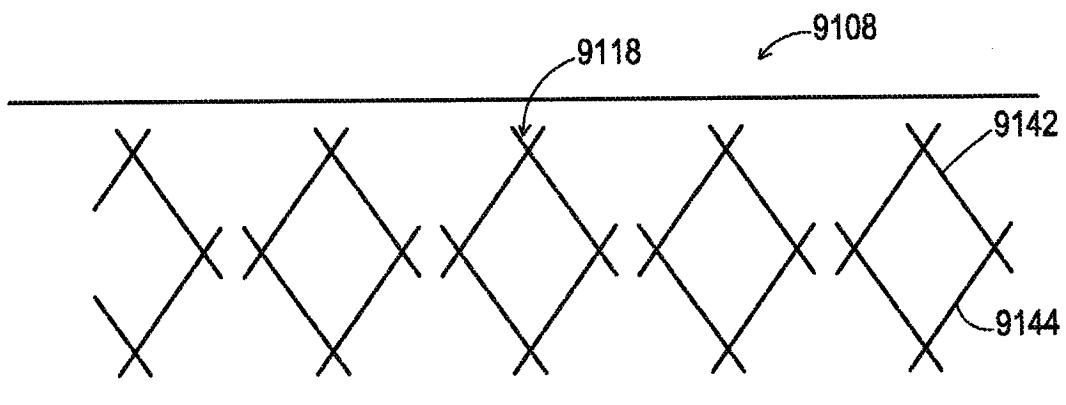


图 74C

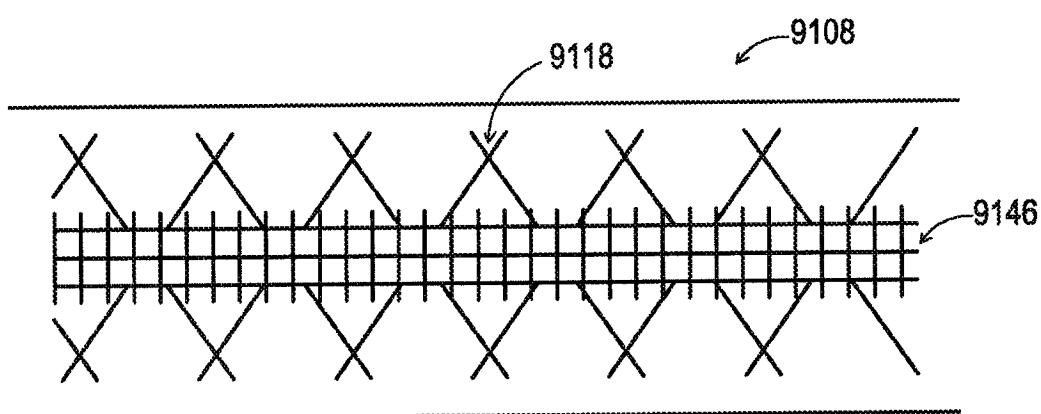


图 74D

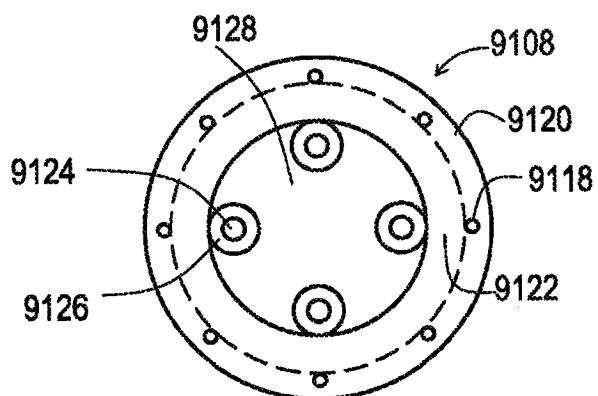


图 75A

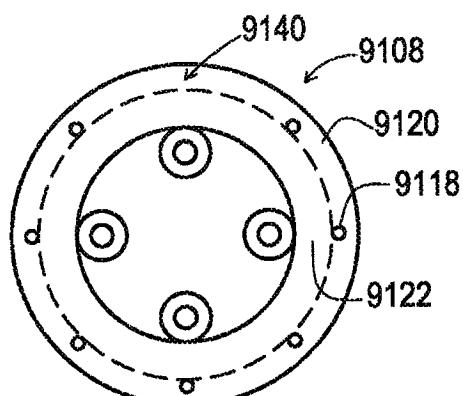


图 75B

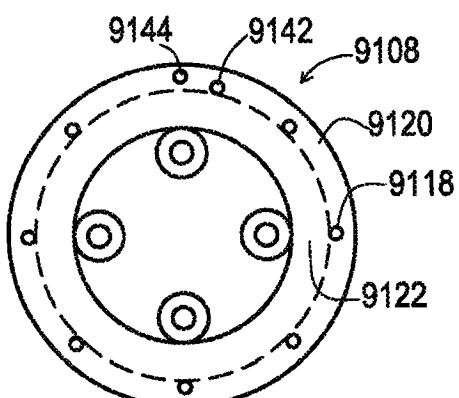


图 75C

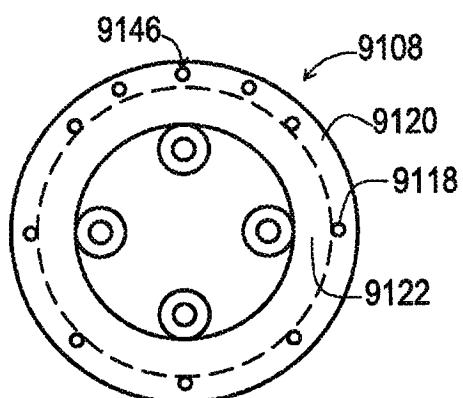


图 75D

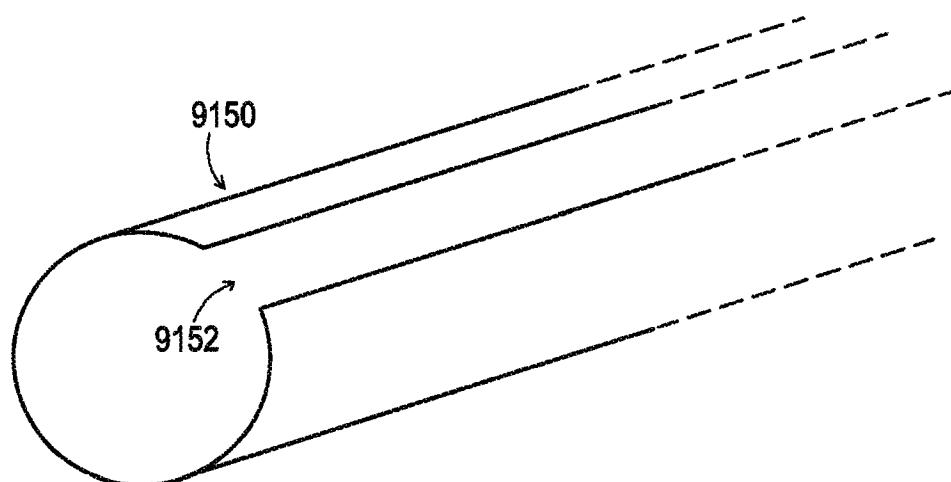


图 76A

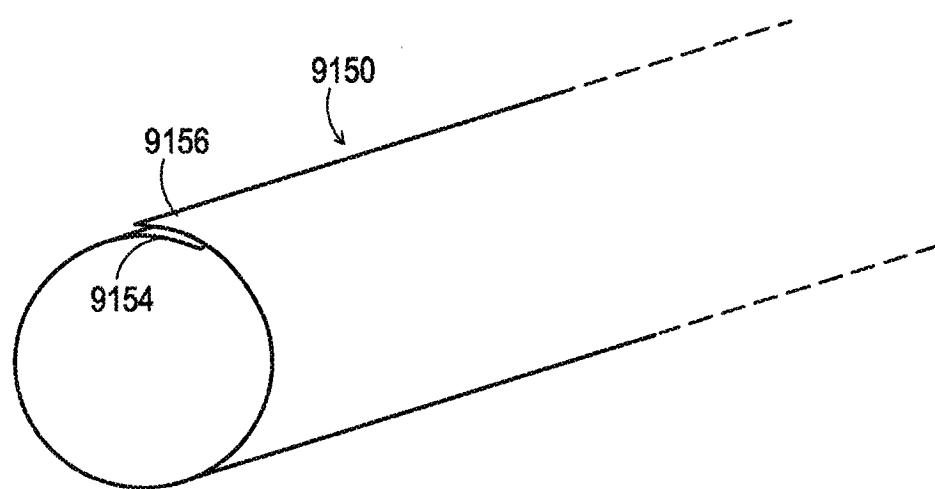


图 76B

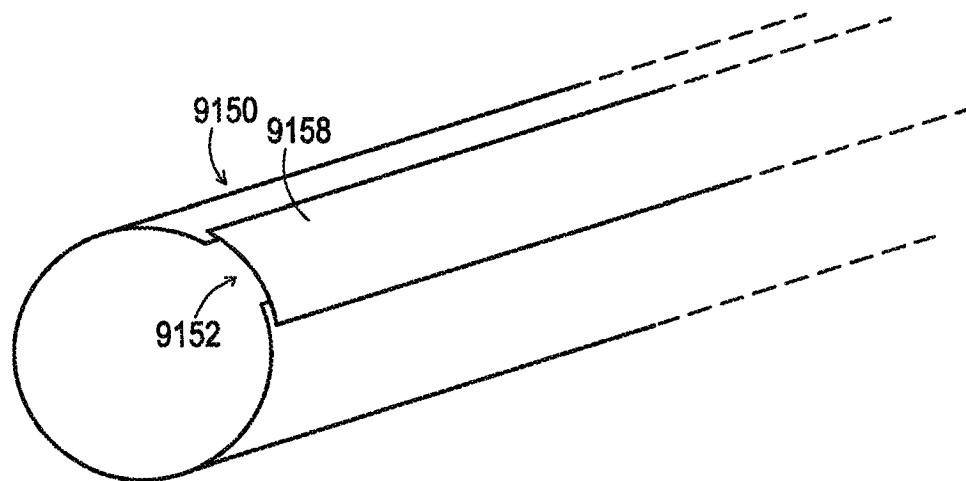


图 76C

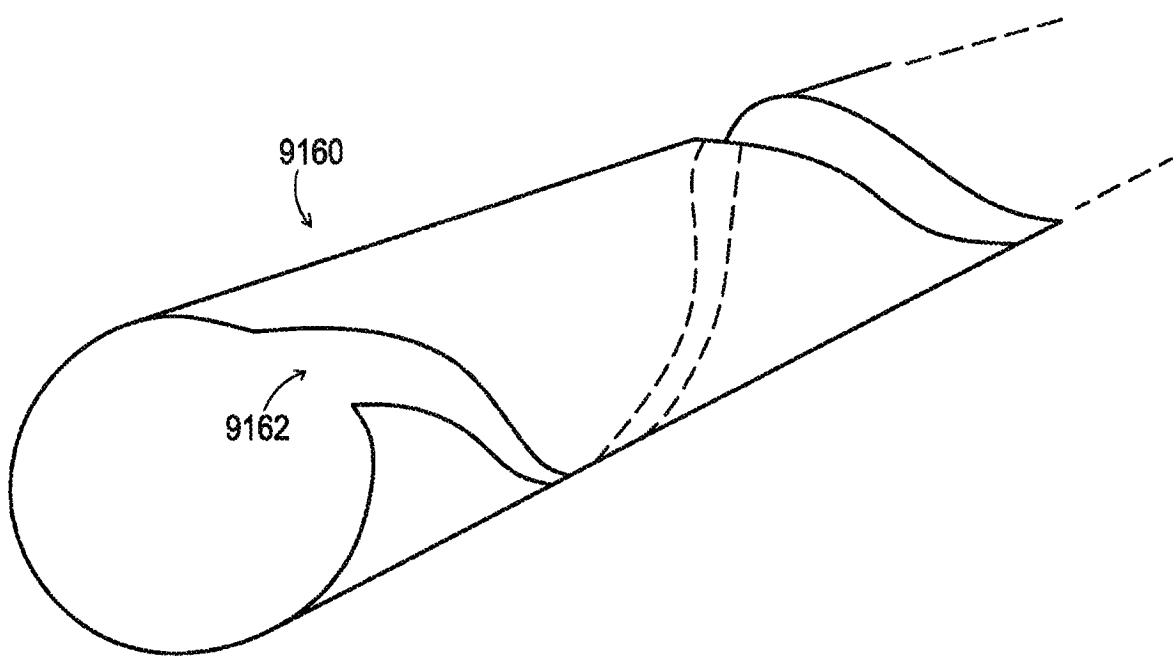


图 76D

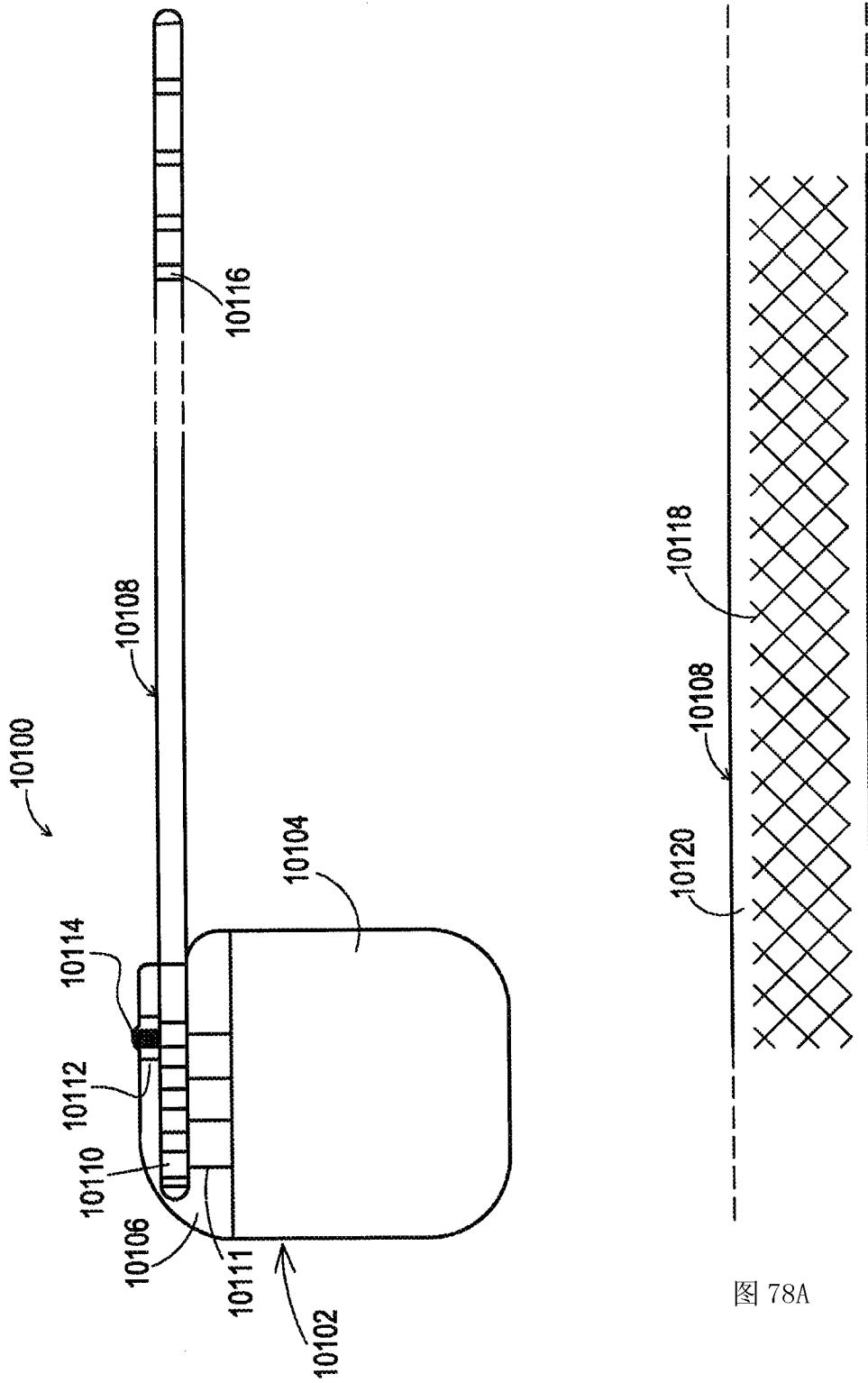


图 77

图 78A

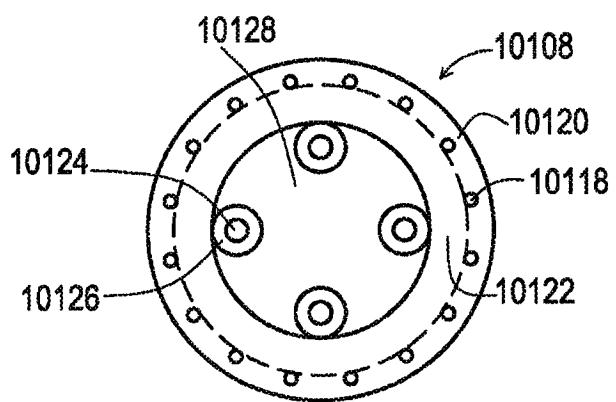


图 78B

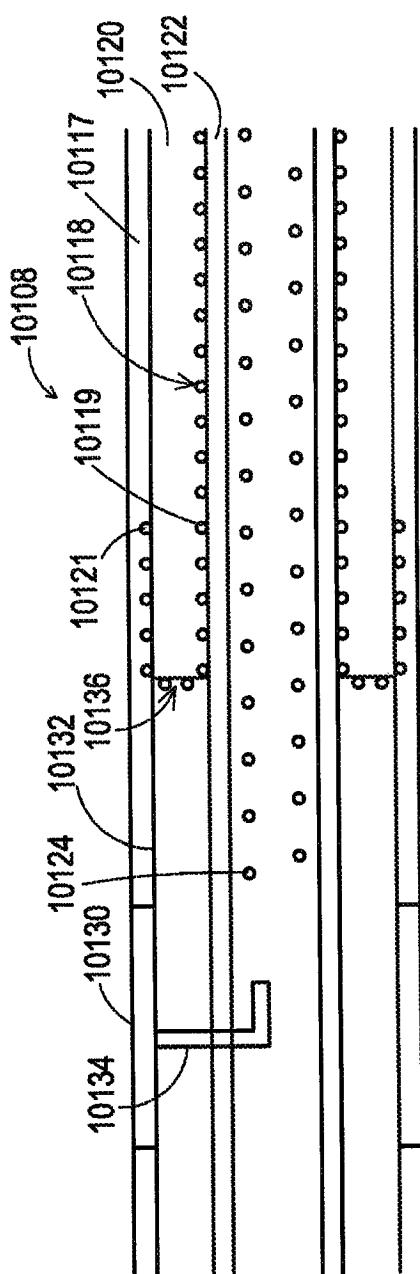


图 79A

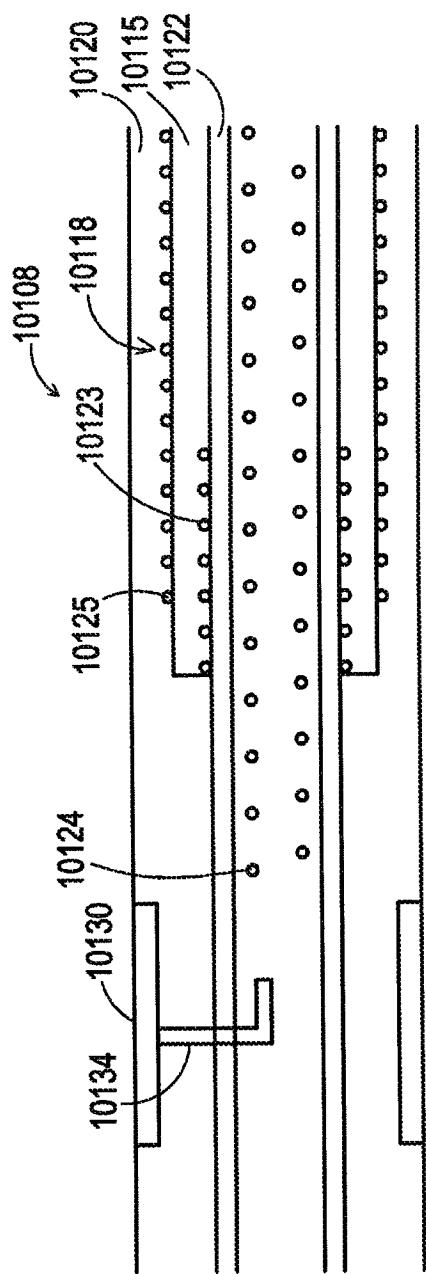


图 79B

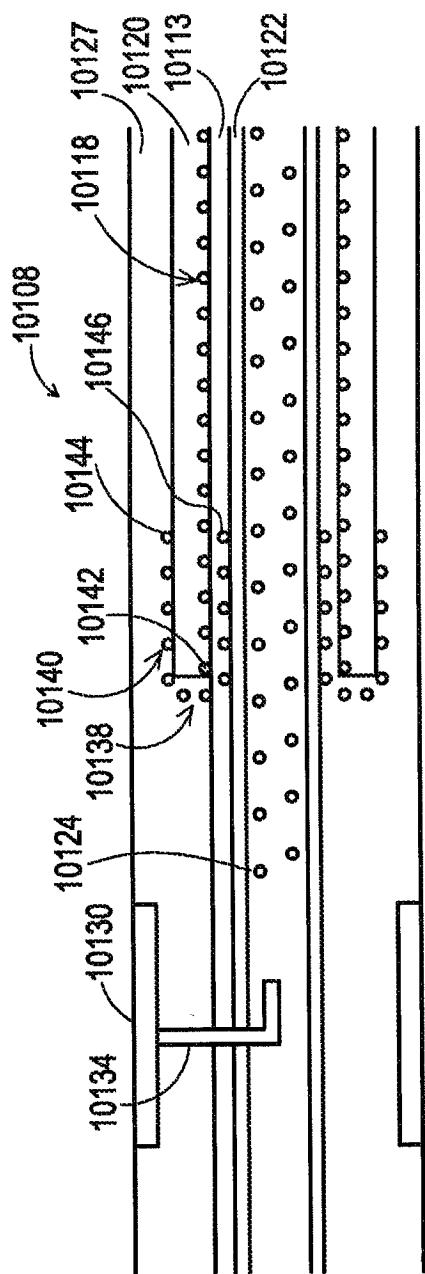


图 79C

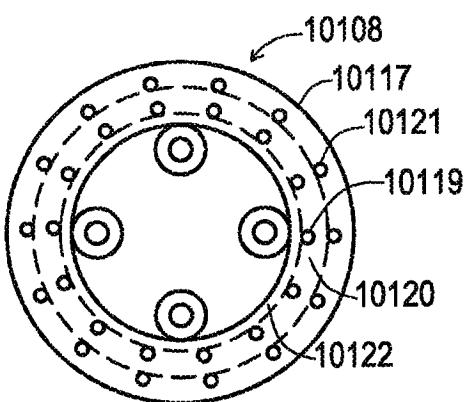


图 80A

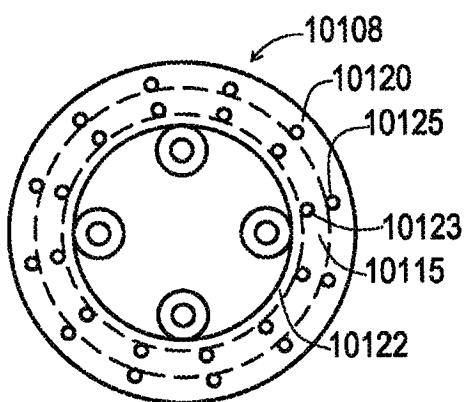


图 80B

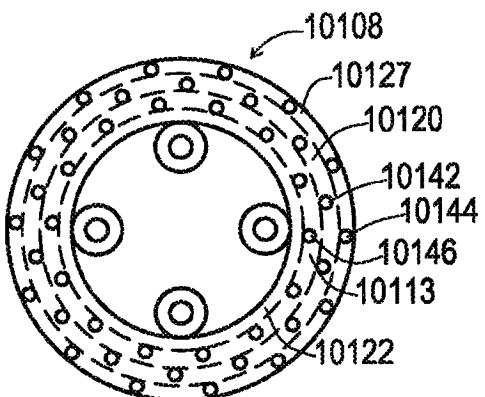


图 80C