

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61N 1/05 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200880003479.7

[43] 公开日 2009年12月9日

[11] 公开号 CN 101600470A

[22] 申请日 2008.1.22

[21] 申请号 200880003479.7

[30] 优先权

[32] 2007.1.30 [33] US [31] 11/668,834

[86] 国际申请 PCT/US2008/051700 2008.1.22

[87] 国际公布 WO2008/094789 英 2008.8.7

[85] 进入国家阶段日期 2009.7.30

[71] 申请人 心脏起搏器公司

地址 美国明尼苏达州

[72] 发明人 马克·J·勃莱

[74] 专利代理机构 上海金盛协力知识产权代理有限公司
代理人 段迎春

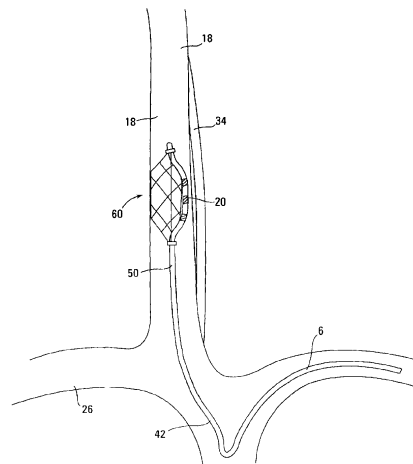
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 8 页

[54] 发明名称

具有支架状锚的神经刺激导线

[57] 摘要

描述了具有支架状锚的神经刺激导线。所述导线的远侧部安装至导线锚外部。所述支架状的导线锚由超弹性材料形成，并且适于在血管中展开时从收缩形态转换至膨胀形态。膨胀形态中，所述导线锚将所述导线按压抵靠在其中展开的血管的至少一个血管壁，从而固定及稳定所述血管内的所述导线的远侧部。



1、一种用于刺激神经的医用电导线，其中所述导线适于传递至靠近待刺激神经的血管中的刺激位置，所述导线包括：

导电的导线体，其具有适于连接至脉冲生成器的近侧端；

包括至少一个电极的远侧部，所述电极适于穿过血管壁传递电脉冲；及适于从收缩形态膨胀至预形成的膨胀形态的导线锚，其中，在所述收缩形态中，所述远侧部的有效长度基本等于收缩的所述导线锚的有效长度，并且其中所述远侧部这样连接至所述导线锚的外部，即在所述膨胀形态中所述导线锚将所述导线的所述远侧部按压抵靠在所述导线在其中展开的血管的至少一个管壁，从而固定及稳定所述血管内的所述导线的远侧部。

2、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述血管选自颈内静脉、上腔静脉和头臂静脉，并且所述神经为迷走神经。

3、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括超弹性材料。

4、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括至少一个固定至所述导线的所述远侧部的套环。

5、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚由超弹性材料的激光切割管形成，并且至少包括固定至所述导线体的第一端以及多个从所述第一端延伸至第二端的一体形成的柱杆。

6、如权利要求 5 所述的医用电导线，其中所述柱杆包括第一锥形区和第二锥形区，所述第一锥形区向下逐渐变细并且与固定至所述导线体的所述锚的第一端连接，所述第二锥形区向下逐渐变细并且与固定至所述导线体的所述锚的第二端连接。

7、如权利要求 5 所述的医用电导线，其中所述柱杆包括至少一个向下减小且与固定至所述导线体的一端连接的锥形区。

8、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括与第二端径向偏离的第一端。

9、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括与第二端径向对齐的第一端。

10、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括生物相容性涂层。

11、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括聚合物套。

12、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中在所述膨胀形态中，所述导线锚的有效外径的范围为约 3mm~约 40mm。

13、如权利要求 1 所述的医用电导线，其中在所述膨胀形态中，所述导线

锚的有效外径大于所述导线的远侧部在其中展开的所述血管的内径约 5%~40%。

14、一种从相邻血管内部刺激神经的医用电导线，所述导线包括：

适于连接至脉冲生成器的近侧端；

包括至少一个电极的远侧部，所述电极适于穿过血管壁传递电脉冲；及

适于从收缩形态膨胀至预形成的膨胀形态的导线锚，其中所述远侧部连接至所述导线锚的外部。

15、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中当所述导线锚处于所述收缩形态时，所述远侧部的有效长度基本等于所述导线锚的有效长度。

16、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括超弹性材料。

17、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括一个或多个柱杆，所述柱杆包括第一锥形区和第二锥形区，所述第一锥形区向下逐渐变细并且与固定至所述导线体的所述锚的第一端连接，所述第二锥形区向下逐渐变细并且与固定至所述导线体的所述锚的第二端连接。

18、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括一个或多个柱杆，所述柱杆包括向下变细且与固定至所述导线体的所述锚的一端连接的第一锥形区。

19、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括与第二端径向偏离的第一端。

20、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括与第二端径向对齐的第一端。

21、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括生物相容性涂层。

22、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述导线锚包括聚合物套。

23、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中在所述膨胀形态中，所述导线锚的有效外径的范围为约 3mm~约 40mm。

24、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中在所述膨胀形态中，所述导线锚的有效外径大于所述导线的远侧部在其中展开的所述血管的内径约 5%~40%。

25、如权利要求 15 所述的医用电导线，其中所述血管包括选自颈内静脉、上腔静脉和头臂静脉，并且所述神经为迷走神经。

26、一种用于固定及稳定血管内导线的导线锚组件，所述导线锚组件包括导线锚，所述导线锚至少包括连接至导线体的远侧部的第一端以及从所述第一端延伸至第二端的一体形成的多个柱杆，其中所述远侧部连接至所述导线锚的外部。

具有支架状锚的神经刺激导线

技术领域

本发明涉及用于神经或肌肉刺激的医用电导线及其结构。本发明尤其涉及使得导线稳定在邻近待刺激神经的血管内位置的医用电导线结构。

背景技术

现今已对包括左右迷走神经、交感神经和副交感神经、膈神经、骶神经及海绵体神经在内的多种神经的直接或非直接刺激有了相当多的研究，以治疗多种医学、精神病学及神经学上的失调或病症。最近，已提出将迷走神经的刺激作为对多种包括心衰在内的多种心脏疾病的治疗方法。

过去，神经刺激电极一般套在待刺激神经上与之直接接触。很少采用创伤法来使用血管内导线经由邻近的静脉来刺激神经。包括一或多个电极的导线插入患者的脉管系统并且被传递至邻近待刺激神经的血管内的位置。然而，在静脉内没有用于稳定导线的其他装置的情况下，导线会移动及/或旋转，导致电极离开刺激位置。

由此，需要开发一种使导线移动和旋转最小化，并且能够可靠进行长期治疗机构。

发明内容

根据本发明的一实施例，一种用于刺激神经的医用电导线，所述导线包括：导电的导线体，其具有适于连接至脉冲生成器的近侧端；包括至少一个电极的远侧部，所述电极适于穿过血管壁传递电脉冲；及导线锚。所述导线锚适于从收缩形态膨胀至预形成的膨胀形态，其中，在所述膨胀形态中，所述远侧部的有效长度基本等于收缩的所述导线锚的有效长度。所述远侧部这样连接至所述导线锚的外部，即在所述膨胀形态中所述导线锚将所述导线的所述远侧部按压抵靠在所述导线在其中展开的血管的至少一个管壁，从而固定及稳定所述血管内的所述导线的远侧部。

根据本发明的另一实施例，一种从相邻血管内部刺激神经的医用电导线包括：适于连接至脉冲生成器的近侧端；包括至少一个电极的远侧部，所述电极适于穿过血管壁传递电脉冲；及适于从收缩形态膨胀至预形成的膨胀形态的导线锚。所述远侧部连接至所述导线锚的外部。

根据本发明的另一实施例，一种用于固定及稳定血管内导线的导线锚组

件，所述导线锚组件包括导线锚，所述导线锚包括固定至导线体的第一端以及多个从所述固定于导线体的第一端延伸至第二端的、一体形成的支撑柱。所述导线锚可以由超弹性材料的激光切割管制成。

还描述了一种在相邻血管内部刺激神经的方法。根据本发明的一实施例，该方法包括设置包括导线锚组件的医用电导线。所述导线的远侧部安装至所述锚的外部。所述导线锚包括至少一个固定至导线的第一端以及多个从所述第一端延伸至第二端的柱杆，并且所述导线锚适于从收缩形态膨胀至预形成的膨胀形态，从而将所述导线的远侧部向上按压抵靠着所述血管的壁。此外，所述方法包括使得所述导线通过患者的脉管系统前进至所述血管内的刺激位置；部分地展开所述导线锚组件以使所述至少一个电极暴露；使用所述部分展开的导线锚组件暂时刺激所述神经；并且判定最优刺激阈值。所述方法还包括完全展开所述导线锚组件并且从所述血管内的刺激位置对相邻的神经进行长期刺激。

尽管业已揭露了多个实施例，本技术领域的技术人员通过下文描述本发明示范实施例的详细描述可清楚本发明的其它实施例。因此，这些附图和详述应认为是说明性的而非用于限制。

附图说明

图 1 和 2 为根据本发明一实施例的、展开在患者的颈内静脉中靠近迷走神经的位置的导线的示意图；

图 3A~3D 为根据本发明多个实施例的、包括导线锚的导线的远侧部的示意图，所述导线锚包括布置在血管中的锥形近侧端和远侧端；

图 4A~4C 为根据本发明多个实施例的、包括导线锚的导线的远侧部的示意图，所述导线锚包括布置在血管中的单个锥形端；

图 5A~5C 为根据本发明实施例的、在血管内传递和展开期间的包括导线锚的导线的局部剖视图。

尽管可将本发明修改为多种变化和代替形式，下文通过附图中的例子示出并且详细描述了具体实施方式。然而，本发明并不限于所描述的具体实施方式。相反，本发明意欲覆盖所有落入所附权利要求范围内的修改、等同物及替换。

具体实施方式

尽管本文描述的实施例主要涉及通过左或右锁骨下静脉将导线放入右颈内静脉，下文所述的本发明的多种实施例可在患者脉管系统内的多个位置进行。任何有可能从刺激获益的神经、肌肉或脑组织附近的血管内位置为刺激的可能位置。术语“血管”包括循环系统的所有静脉和动脉。此外，该术语“血管”包括淋巴系统的多种结构，包括淋巴结、淋巴管、毛细淋巴管、淋巴道。类似

地，如文中所用的，该术语“血管”还包括肠胃系统的多种管状结构。在此使用的表述“神经”或“神经纤维”包括单神经元、神经、神经末梢，或神经束。术语“血管内”表示在静脉或动脉循环系统之内，包括各种类型和种类的血管。当在本发明实施例的描述中称为“血管内刺激”时，系指来自循环系统内部的、导致受益神经、肌肉或组织的（经血管的）刺激的刺激。术语“经血管的”系指穿过血管或血管壁。“刺激”系指通常为电的刺激，这一刺激导致例如通过流入细胞的钙和钠、或者细胞两端膜电位变化测得的一个细胞或多个细胞或一个细胞的一部分的去极化、收缩、激励。

已知其相邻处或附近有神经延伸的、直径足够让导管进入的血管可作为合适的候选可能刺激位置。位置的例子包括但不限于：左右颈内静脉、奇静脉、头臂（无名）静脉、锁骨下静脉、上腔静脉、肺动脉、心脏支血管。其它可能的刺激位置包括但不限于：胸导管、胆管、沿上胃肠道及下胃肠道的位置。待刺激神经的例子包括但不限于左右迷走神经、膈神经、副交感神经、交感神经及骶神经。

图 1 示出了患者的脉管系统 2 的立体图，导线 6 展开在系统 2 中。图 2 为展开在系统 2 中的导线 6 的放大示意图。一般地，如图所示，脉管系统 2 包括右颈外静脉 10 和左颈外静脉 14、右颈内静脉 18 和左颈内静脉 22、右锁骨下静脉 26 和左锁骨下静脉 30，这些血管的一部分与右迷走神经 34 和左迷走神经 38 大致对齐。如图 1 和 2 所示，导线 6 通过左锁骨下静脉 30 插入患者的脉管系统，并且插入右颈内静脉 18。导线 6 定位在靠近右迷走神经 34 的右颈内静脉 18 中。或者，导线 6 可经由右锁骨下静脉 26 插入并前进至右颈内静脉 18 中的刺激位置。

导线 6 包括具有近侧端和远侧部 50 的导线体 42。一个或多个电极 56 沿导线体 42 设置，具体地，电极 56 位于导线 6 的远侧部 50。该导线的近侧端适于与脉冲生成器或其它可植入医疗装置连接。导线体 42 为挠性，且其截面形状一般为圆形。

根据本发明的一实施例，导线体 42 包括多个传导件，所述传导件包括线、线圈、线缆。这些传导件可经绝缘处理与诸如硅、聚氨酯、乙烯四氟乙烯之类的绝缘体或其它生物相容绝缘聚合物在适当位置成型在一起。在本发明的一实施例中，导线体 42 为共径（co-radial）的设计。这一实施例中，各单独的传导件单独进行绝缘处理，然后将这些绝缘线圈平行卷绕在一起以形成单个的线圈。在另一实施例中，导线体 42 为共轴。根据本发明的再一实施例，各传导件适于以“一对一（one-to-one）”的方式连接至单个电极 56，以使得可对各电极 56 进行独立的编址。本方面的另一实施例中，导线体 42 包括适于容纳导丝、或通管丝之类导向件的内腔。

导线 6 还包括远侧部 50。远侧部 50 的构造可与导线体 42 相同或不同。根据本发明的一实施例，导线 6 的远侧部 50 的刚性大于导线体 42。名称为“具有近侧张力减缓的经血管导线”的、经共同转让的第 11/669,039 号美国共同未决专利申请揭露了这一结构的示范实施例，通过引用将其合并在此。根据本发明的另一实施例，远侧部 50 包括这样的材料，即使得该远侧部 50 具有可将导线 6 的远侧部 50 锚定或固定在血管中。该材料的例子包括镍钛诺和其它本领域公知的材料。

远侧部 50 包括导线锚 60。如图 3A~4C 所示，导线 6 的远侧部 50 安装至导线锚 60 的外部 64。远侧部 50 使用包括粘合、焊接、缝合等多种方法将远侧部 50 结合至导线锚 60。

远侧部 50 这样安装至导线锚 60，即其随着形成锚 60 的柱杆的曲率延伸，如图 3A、3C、4A 和 4B 所示。或者，远侧部 50 可这样安装，即其沿着锚 60 的长度基本笔直地延伸，如图 3B 和 4C 所示。根据本发明的另一实施例，导线 6 的远侧部 50 这样安装至导线锚 60 的外部 64，即导线 6 的远侧部 50 的第一端 68 与第二端 72 大致对齐（如图 3A~3C 所示）。更具体地，这些实施例中，导线的远侧部 50 这样安装至导线锚 60 的外部 64，即第一端 68 与第二端 72 径向对齐。或者，导线 6 的远侧部 50 这样安装至导线锚 60 的外部 64，即导线 6 的远侧部 50 的第一端 68 径向偏离第二端 72，如图 3D 所示。

根据另一示范实施例，远侧部 50 分叉。分叉的远侧部 50 包括第一细长部件和第二细长部件。分叉远侧部的各细长部件安装至导线锚 60 的外部。各细长部件可随着形成锚 60 的柱杆的曲率延伸。或者，可这样安装细长部件，即这些细长部件沿着锚的长度大致笔直地延伸。根据再一实施例，其中一个细长部件随着柱杆延伸而另一个细长部件安装为沿锚 60 的长度大致笔直地延伸。

根据本发明的另一实施例，远侧部 50 可包括一个或多个在导线体 42 的外层中的凹陷。这些凹陷适于容纳导线锚 60 的一部分或全部。这些凹陷使得远侧部 50 在导线锚 60 上保持不突出的形态，并且提供更稳固的安装。

远侧部 50 还包括一个或多个电极 56。电极 56 的结构可为业界中公知的结构。名称为“经血管神经刺激的电极结构”的、共同转让的第 11/668,957 号美国共同未决专利申请揭露了这种类型电极的例子，通过引用将其合并在此。本发明的多种实施例中，电极 56 可为环形电极或部分环形电极，并且可包括靠近电极 56 的药物洗脱环 58。至少一个电极 56 适于将电脉冲经血管地传递至待刺激的神经或肌肉。根据本发明的一实施例，远侧部 50 包括多个沿远侧部 50 互相等距地设置的电极 56。电极 56 可具有相同或不同的极性。此外，可通过导线体 42 将电极 56 连接至多个单独的传导件以使所述电极可单独编址。单独编址的电极使得可灵活选择电极，以对刺激的电流场和方向进行更佳的控制并且

容许刺激和感测可有多种选择。根据本发明的一实施例，导线锚 60 可由超弹性材料制成。超弹性材料的例子包括镍钛诺、MP35N 和本领域其它公知的材料。根据本发明的一实施例，使用本领域中公知的技术从激光切割镍钛诺管形成导线锚 60。用激光来切割镍钛诺管以去除材料，从而留下至少一个直径与原始管径相同的套环、和一个或多个一体形成的可膨胀柱杆。可连接柱杆以形成一或多个网格。此外，柱杆可为编织或非编织结构。根据本发明的代替实施例，导线锚 60 可由一或多个超弹性线形成。与一体形成的柱杆类似，可连接这些线以形成一或多个网格。随着网格数量的增加，该锚的外观可类似于笼状或篮状。此外，这些线可为麻花状或非麻花状结构。此外，可使这些线为螺旋形、倾斜、弧形，并且这些线可为适于使得这些线上的张力为最小的多种结构。

根据本发明的一实施例，导线锚 60 包括至少一个固定在导线 6 的远侧部的一端的套环 76。如图 3A~3D 所示，导线锚 60 包括固定至导线 6 的远侧部 50 的第一端 68 的近侧套环 76 和固定至第二端 72 的远侧套环 80。至少一个可膨胀柱杆 84 从近侧套环 76 延伸至远侧套环 80。可膨胀柱杆 84 这样形成，即其适于抵靠着远侧部 50 展开其中的血管的血管壁偏压包括电极的远侧部。根据本发明的另一实施例，导线锚 60 包括多个从近侧套环 76 延伸至远侧套环 80 的可膨胀柱杆 84。根据本发明的另一实施例，如图 3A~3D 所示，形成导线锚 60 的可膨胀柱杆 84 包括连接至近侧套环 76 的近侧锥形区 88 和连接至远侧套环 80 的远侧锥形区 92。锥形区 88 和 92 有助于导线 6 的远侧部 50 的传递和回缩。

根据本发明的代替实施例，如图 4A~4C 所示，导线锚 60 包括附接至远侧部 50 的第一端 68 的单个近侧套环 76。如图 4A~4C 所示，导线锚 60 包括多个从近侧套环 76 朝向远侧部 50 的远侧端 72 延伸的可膨胀柱杆 84。可膨胀柱杆 84 包括在一端连接至套环 76 的锥形近侧区域 88。导线锚 60 的远侧端 95 不包括套环，锚 60 的远侧端 95 由此保持在末端开口。

根据本发明的另一实施例，导线锚 60 包括生物相容性涂覆物。根据多种实施例，该涂层包括聚氨酯、硅胶、EFTE、PTFE 或者其它本领域公知的生物相容性材料。根据本发明的另一实施例，可使用生物相容性涂覆物单独地对多个柱杆 84 进行涂布。根据本发明的再一实施例，也可采用覆盖支架状的锚 60 的聚合物套（polymer sleeve）。

根据本发明的另一实施例，如图 3A~4C 所示，导线锚 60 适于从收缩形态膨胀至膨胀形态。该膨胀形态中，导线锚 60 将导线 6 的远侧部及其电极 56 向上按压抵靠着远侧部 50 展开在其中的血管 100 的血管壁。导线锚 60 以足够的径向力而膨胀，以有效地使得包括其电极 56 在内的远侧部 50 旋转及偏移离开目标刺激位置的程度为最小，由此固定及稳定血管 100 中的导线 6 的远侧部 50。

力沿着锚 60 膨胀后的长度分布，从而提供了更有效且更稳定的锚定机构。根据本发明的一个实施例，导线锚 60 将足够的径向膨胀力施加在该血管壁上，以使远侧部 50 偏出血管壁 96 的原始边界并且移向待刺激神经 34，但不对血管壁 96 造成损害。从而，任何远侧部 50 上的电极 56 更靠近神经 34。根据本发明的一实施例，电极 56 与待刺激神经 34 之间的距离约小于 2mm。

远侧部 50 偏出血管壁 96 的原始边界不会造成血管壁 96 的损坏，也不会使得螺旋蚀穿血管壁 96。经过一段较长时间后，远侧部 50 上形成组织鞘，这样其变得被封在血管壁 96 之内。血管 100 的外几何形状改变，使得位于血管 100 内部的导线 6 的远侧部 50 的外轮廓可见。

当膨胀时，导线锚 60 的长度范围为约 6mm~约 120mm。此外，根据本发明的一实施例，膨胀后的导线锚 60 的有效外径的范围为约 3mm~约 40mm。根据本发明的另一实施例，膨胀后的导线锚 60 的有效外径的范围为约 10mm~约 25mm。导线锚 60 的外径选择为，当处于膨胀形态时，导线锚 60 的外径稍大于其展开在其中的血管 100 的内径。根据一实施例，导线锚 60 的外径范围为大于远侧部 50 展开在其中的血管 100 的内径约 5%~40%。根据另一实施例，导线锚 60 的尺寸为，其可与适于传递至左侧心脏以及患者脉管系统中其它位置的导线一起使用。

图 5A~5C 示出了在血管 100 内传递及展开过程中的导线 6 的远侧部 50。收缩形态中，如图 5A 所示，远侧部 50 的有效长度与导线锚 60 的有效长度基本相等。根据本发明的一实施例，包括安装至其上的远侧部 50 的收缩导线锚 60 的外径范围为约 1mm~约 4mm。根据本发明的一实施例，收缩的导线锚 60 的总长度的范围为约 6mm~约 200mm。根据本发明的另一实施例，该收缩的导线锚的总长度的范围为约 10mm~约 80mm。

根据本发明的一实施例，如图 5A~5C 所示，导线锚 60 适于容纳在导管 110 或者其它能够容纳处于收缩形态、用于插入及在患者脉管系统（包括邻近待刺激神经的任何合适血管）中传递的导线锚 60 的合适部件中。根据本发明的另一实施例，导线体 42 包括内腔，所述内腔适于容纳通管丝或导丝之类有助于将包括导线锚 60 的远侧部 50 传递至血管内的刺激位置的导向件。根据这些实施例，使用单独或者互相组合的通管丝、导丝或导管 110 将包括导线锚 60 的远侧部 50 从膨胀形态收缩（完全地或部分地）至收缩形态（完全的或部分的），并且将导线 6 的远侧部 50 导向通过患者的脉管系统直至位于血管 100 内的刺激位置。处于收缩形态时，如图 5A 所示，包括安装至其上的远侧部 50 的导线锚 60 可插入患者的脉管系统并且被导向至血管 100 内的刺激位置。

根据本发明的另一实施例，如图 5A~5C 所示，导管 110 用于将包括安装至其上的远侧部 50 的导线锚 60 传递至血管内的刺激位置。一旦位于目标血管

内部，如图 5B 所示，包括远侧部 50 的导线锚 60 从导管 110 部分展开并且旋转，或者进行其它操控。位于远侧部 50 的电极 56 可用于短暂刺激，并且由此测试可能的刺激位置。一旦使用由短暂刺激获得的信息而选定刺激位置，导管 110 可以回缩并且导线锚 60 完全展开，如图 5C 所示，以将导线 6 的远侧部 50 固定及稳定在该血管内的刺激位置，这样可在该目标刺激位置对相邻神经或肌肉产生经血管刺激。

根据本发明的再一实施例，导线锚 60 为可变地膨胀。即导线锚 60 适于在与管壁 96 卡合并保持摩擦力的同时根据血管 100 的尺寸和直径的自然变化而膨胀。例如，当位于颈内静脉 18 和 22 中，颈内静脉 18 和 22 的内部几何形状（直径和内部形状）可随着血流和血压变化。类似地，当患者处于直立位置时，血管 100 的直径会小于患者处于仰卧或俯卧位置时的直径。导线锚 60 通过膨胀解决管径不同的问题，以保持管壁 96 上的摩擦力，从而将远侧部 50 保持和稳定在血管中。

可使用常规技术将根据本发明多种实施例的导线 6 的远侧部 50 传送至靠近待刺激神经、肌肉或组织的血管内的刺激位置。根据本发明的一实施例，导线 6 可通过直接进入患者颈内静脉的经皮棒插入患者的脉管系统，以对迷走神经进行治疗。根据本发明的另一实施例，其上安装有远侧部 50 的导线锚 60 转换至收缩形态且前进通过患者的脉管系统，并且利用导管之类的导向件转递至刺激位置。一旦到达刺激位置并且该导管回缩，允许导线锚 60 从其收缩形态转换至与导线锚在其中展开的血管的管壁接触并摩擦卡合的膨胀形态。类似地，可将通管丝或一或多个导丝插入导线体 42 的内腔以将导线锚 60 从其预定的膨胀形状转换至收缩形态。然后将远侧部 50 通过脉管系统导向至血管内的刺激位置。一旦到达刺激位置，取出导丝或通管丝以使得导线锚 60 回复至其预定形状。亦可使用牵拉丝来进一步膨胀血管内的导线锚 60，以使形成锚 60 的可膨胀柱杆 84 在管壁上施加附加的径向力，从而固定及稳定血管内的导线 6。

无论使用何种传递方法，一旦包括安装至其上的远侧部 50 的导线锚 60 到达邻近待刺激神经 34 的血管 100 中的刺激位置时，导线锚 60 膨胀，从而推动安装至导线锚 60 外部的远侧部 50 与包括安装至其上的远侧部 50 的导线锚 60 在其中展开之血管 100 的血管壁 96 接触且摩擦卡合。导线体 42 并且导线锚 60 由此可在血管 100 内旋转以使得电极 56 朝向刺激目标定向。此外，可进一步旋转导线体 42 或对其定位直至通过管壁 96 到邻近待刺激神经或肌肉的、由电极 56 进行的电刺激阈值达到最大或最优。然后可对经电极 56 传递的刺激脉冲进行测量以判定是否已达到最优刺激阈值。

可通过在血管内旋转导线体 42 或者将导管 110 或导丝之类的导向部件重新导入以使导线锚 60 收缩（部分或完全），来重新定位远侧部 50。然后，可

重新定位以及/或者从血管 100 中取出安装到导线锚 60 外部的远侧部 50。根据本发明的另一实施例，远侧部 50 可从导管 110 部分地展开以对神经进行短暂刺激。一旦使用短暂刺激辨识了合适的刺激位置，导管 110 可退回并且包括安装至其上的远侧部 50 的导线锚 60 在该刺激位置处可在该血管内完全展开。

可对所描述的示范实施例作出多种修改和附加而不脱离本发明的范围。例如，尽管上述实施例提及具体的特征，然而本发明的范围还包括具有不同特征组合的实施例和不包括所述特征的实施例。因此，本发明的范围意欲涵盖所有落入权利要求及其等价物范围内的这种代替、修改及变化。

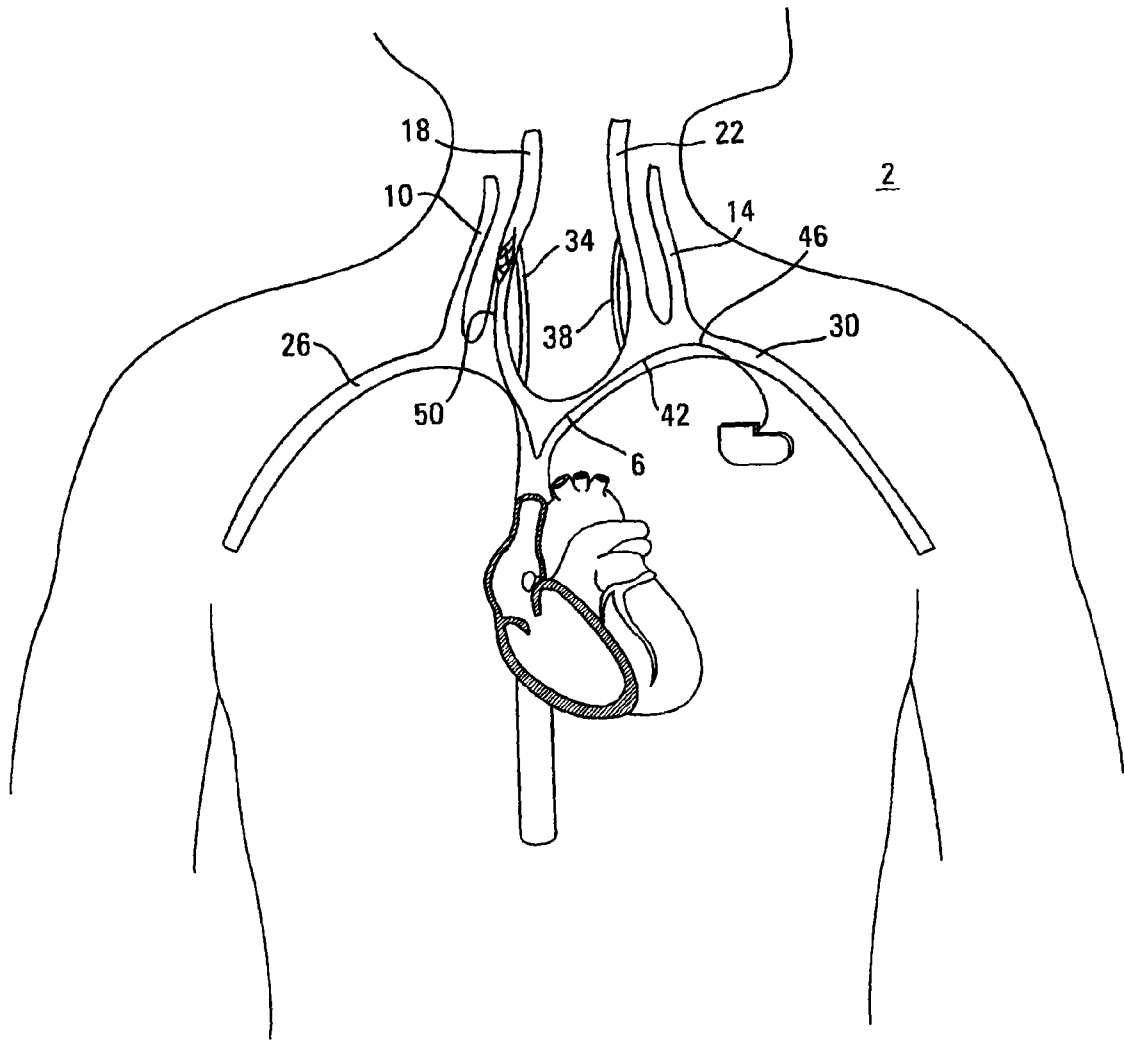


图1

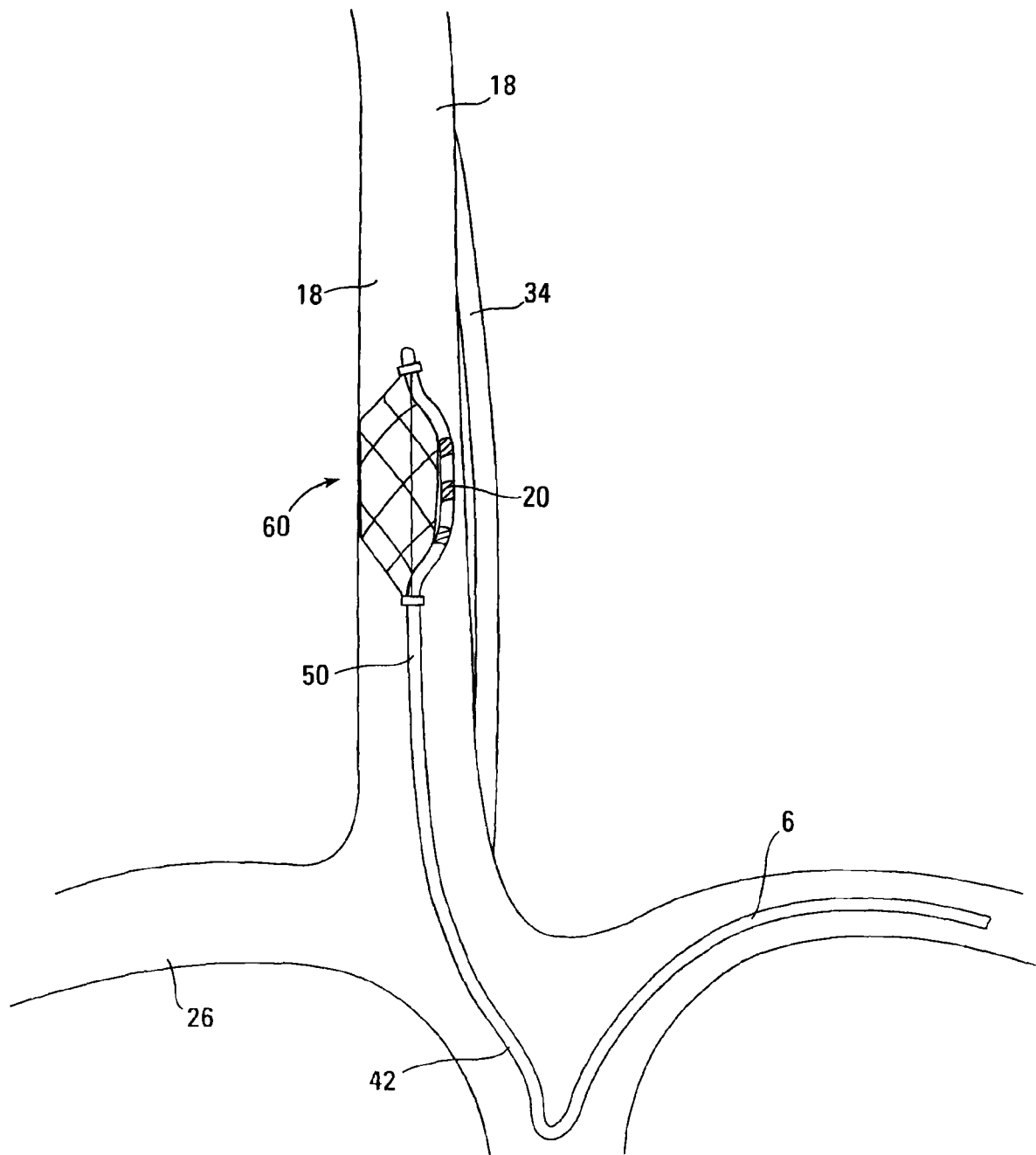


图2

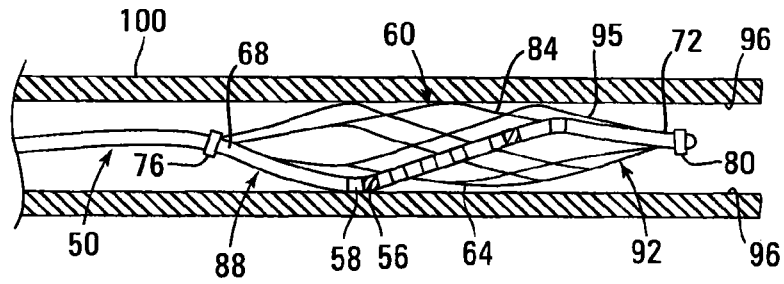


图3A

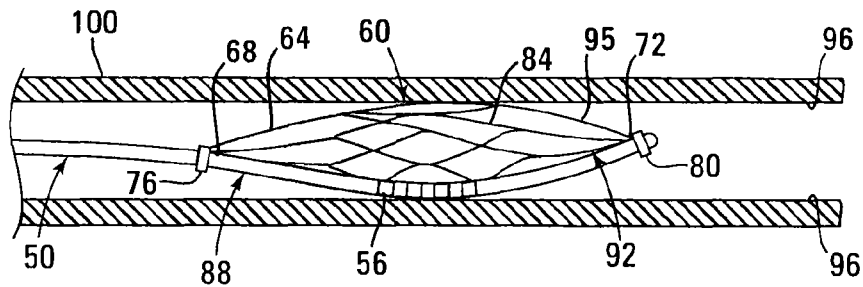


图3B

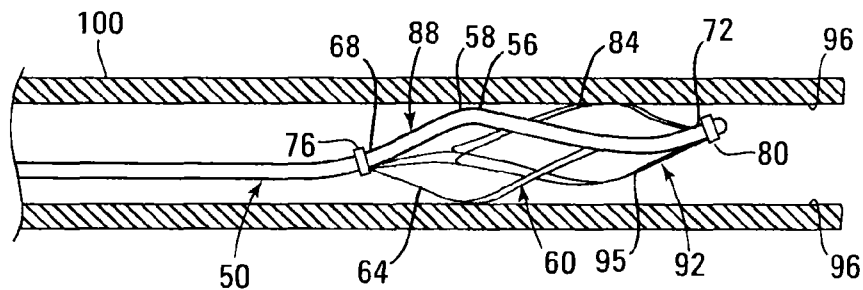


图3C

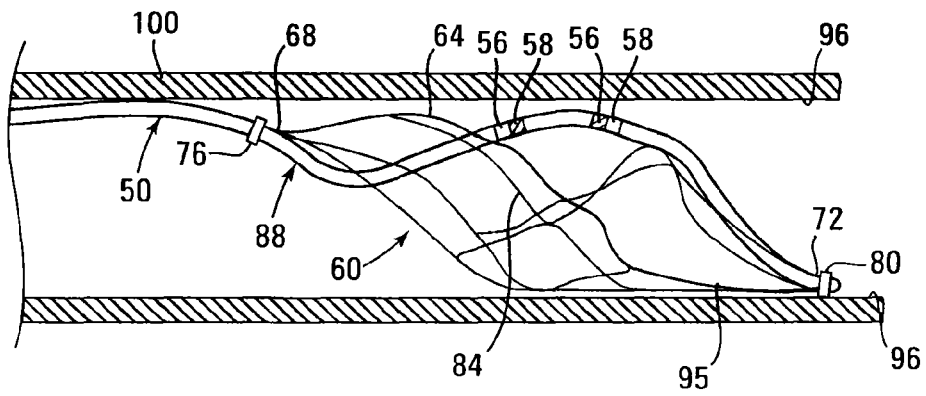


图3D

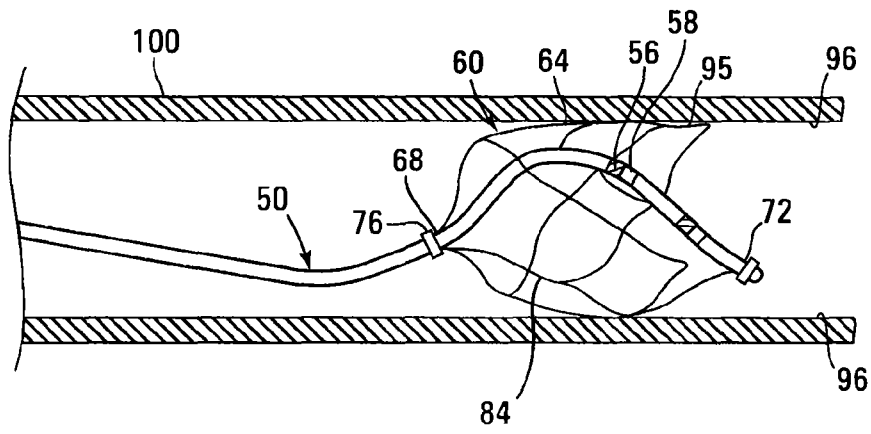


图4A

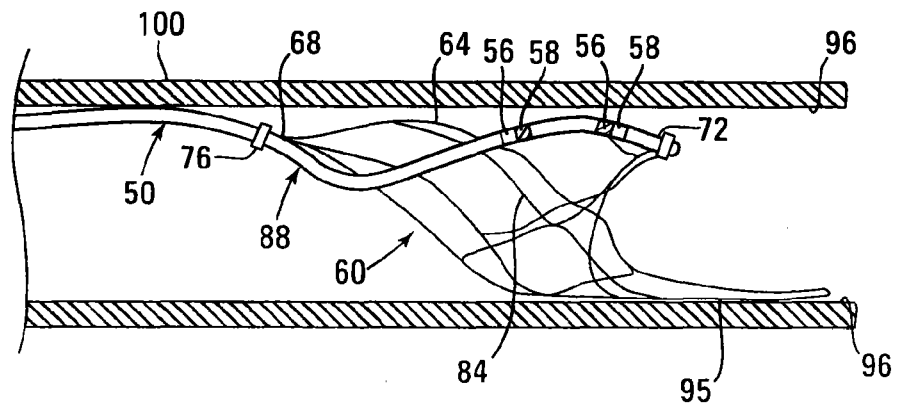


图4B

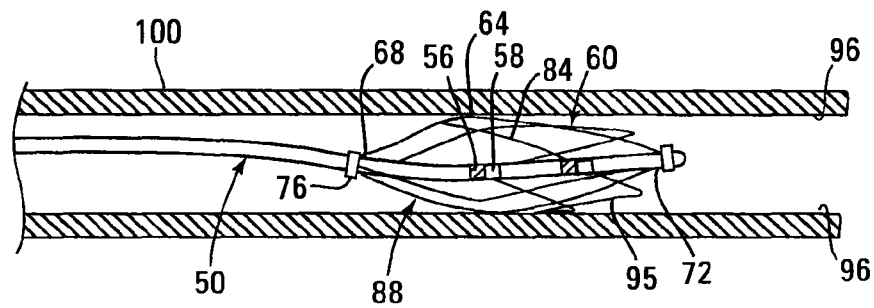


图4C

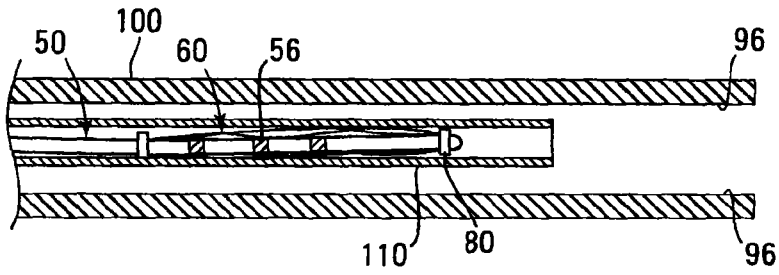


图5A

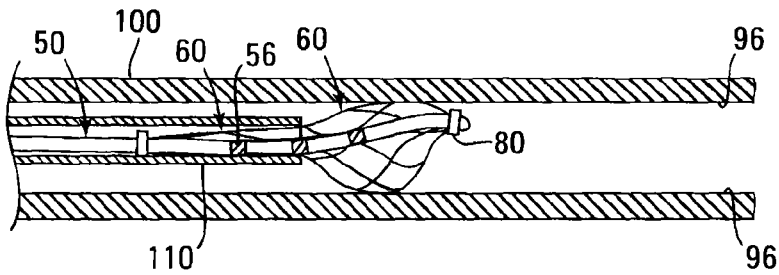


图5B

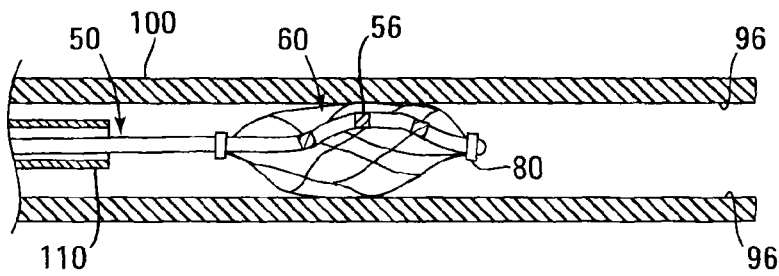


图5C