



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106456967 A

(43)申请公布日 2017. 02. 22

(21)申请号 201580021453.5

(74)专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司 31100

(22)申请日 2015.04.15

代理人 刘佳

(30)优先权数据

61/984,900 2014.04.28 US

14/283,278 2014.05.21 US

(51)Int.Cl.

A61N 1/05(2006.01)

A61N 1/39(2006.01)

A61N 1/362(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.10.24

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2015/025864 2015.04.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/167800 EN 2015.11.05

(71)申请人 美敦力公司

地址 美国明尼苏达州

(72)发明人 K·R·赛弗特 N·L·奥尔森

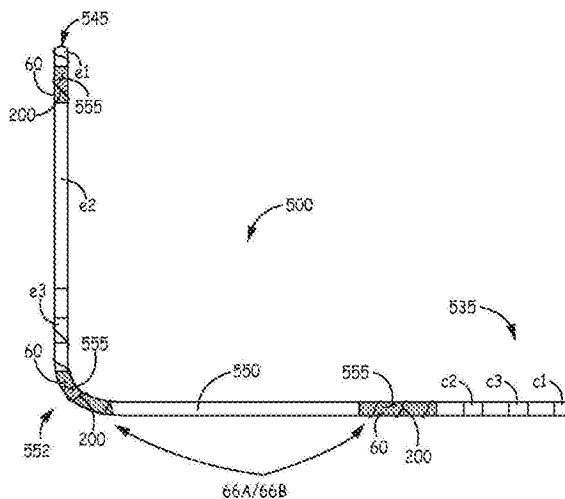
权利要求书1页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

可植入的医疗装置、系统及其部件

(57)摘要

一种可植入的医学治疗递送装置包括沿着所述装置的绝缘本体的外表面的长度延伸的非导电的细丝,其中,细丝包括多个固定突起并且固定到绝缘本体的外表面,使得突起从外表面向外突出并且沿着外表面的长度彼此间隔开。细丝可以以开放节距卷绕在所述长度周围。在一些情况下,绝缘本体包括形成其外表面的至少一部分的开放工作构件,并且细丝可以与开放工作构件交错。在这些情况下,细丝可以是可生物吸收的,例如以仅通过其突起提供短期的固定,而开放工作构件为组织向内生长和因此更加永久性或长期的固定提供结构。



1. 一种构造成皮下地或胸骨下地植入的可植入的刺激引线,所述引线包括:  
细长绝缘本体,其具有外表面;  
非导电的细丝,其沿着所述绝缘本体的所述外表面的长度延伸,所述细丝包括多个固定突起,所述细丝固定到所述本体的所述外表面,使得所述突起从所述外表面向外突出,并且沿着所述外表面的所述长度彼此间隔开。
2. 根据权利要求1所述的刺激引线,其特征在于,所述绝缘本体包括开放工作构件,所述开放工作构件形成所述细丝沿着延伸的所述外表面的所述长度的至少一部分。
3. 根据权利要求2所述的刺激引线,其特征在于,所述非导电的细丝与所述开放工作构件交错。
4. 根据权利要求1-3中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,所述非导电的细丝包括可生物吸收的材料。
5. 根据权利要求2-4中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,所述绝缘本体包括预成形的弯曲部,所述弯曲部与所述开放工作构件重合。
6. 根据权利要求2-5中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,所述开放工作构件形成所述细丝沿着延伸的所述本体的所述外表面的所述长度的整体。
7. 根据权利要求2-6中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,所述开放工作构件还形成所述绝缘本体的所述外表面的另一个长度,所述另一个长度从所述细丝沿着延伸的所述本体的所述外表面的所述长度向近侧延伸。
8. 根据权利要求2-7中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,还包括由所述本体支撑的至少一个电极电路,并且其中,所述开放工作构件形成所述细丝沿着延伸的所述绝缘本体的所述外表面的所述长度的仅一部分,所述长度的所述部分位于由所述绝缘本体支撑的所述至少一个电极电路的一个或多个电极近侧。
9. 根据权利要求2-8中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,所述非导电的细丝从由所述开放工作构件形成的所述绝缘本体的所述外表面的所述长度的所述部分向远侧延伸,所述细丝的远侧范围以开放节距卷绕在所述引线本体的所述外表面的所述长度的剩余部分周围。
10. 根据权利要求2-9中的任一项所述的刺激引线,其特征在于,还包括由所述本体支撑的至少一个电极电路,并且其中,所述开放工作构件包括第一开放工作构件,并且还包括第二开放工作构件,所述第一和第二开放工作构件分别形成所述细丝沿着延伸的所述本体的所述外表面的所述长度的第一部分和第二部分,所述第一部分位于所述至少一个电极电路的一个或多个电极近侧,所述第二部分位于所述一个或多个电极中的至少一个远侧,并且所述细丝与所述第二开放工作构件交错。

## 可植入的医疗装置、系统及其部件

### 技术领域

[0001] 本公开涉及可植入的医疗系统,并且更具体地涉及可植入的医学治疗递送装置,例如电刺激引线或药物递送导管及其固定部件。

### 背景技术

[0002] 提供治疗(例如心脏或神经治疗)的可植入的医疗系统常常包括细长绝缘本体,其被构造成在患者身体内延伸至靶部位并且将治疗递送至该靶部位。治疗可以是电刺激治疗、药物治疗(例如,治疗剂的递送)、其它治疗或治疗的组合。

### 发明内容

[0003] 本文公开了可植入的医疗递送装置的实施例,例如电刺激引线或药物递送导管。根据一个实施例,可植入的治疗递送装置包括具有外表面的细长绝缘本体和沿着装置的绝缘本体的外表面的长度延伸的非导电的细丝。细丝包括多个固定突起并且固定到绝缘本体的外表面,使得所述多个突起的至少一部分从外表面向外突出,并且沿着外表面的长度彼此间隔开。

[0004] 细丝可以以开放节距卷绕在该长度周围,和/或在一些实施例中,细丝与开放工作构件交错,该开放工作构件形成绝缘本体的外表面的长度的至少一部分。根据一些实施例,开放工作构件可以与装置的至少一个电极电路的一个或多个电极重叠,并且在一些情况下还可以形成从固定的细丝向近侧延伸的绝缘本体的外表面的另一个长度。

[0005] 根据另一个实施例,可植入的医疗装置系统包括可植入的刺激装置和可植入的刺激引线,该装置和引线适于联接到彼此。刺激引线包括细长绝缘本体,该细长绝缘本体包括近侧区段、远侧区段、以及在近侧区段和远侧区段之间延伸的预成形的弯曲部、刺激电极电路、至少一个感测电极电路。刺激电极电路和感测电极电路由绝缘本体支撑,绝缘本体的远侧区段具有围绕其安装的刺激电极电路和所述至少一个感测电极电路的电极。刺激引线也包括非导电的细丝,该细丝包括多个固定突起且沿着预成形的弯曲部的外表面和绝缘本体的远侧区段的长度延伸,细丝以开放节距卷绕在该长度的全部或部分周围并且固定到外表面,使得其突起从外表面向外突出并且沿着外表面的长度彼此间隔开。

[0006] 引线的绝缘本体还可包括一个或多个开放的工作构件以形成纤维沿着延伸的外表面的长度的全部或部分,该纤维与所述一个或多个开放工作构件交错。在包括单个开放的工作构件以形成纤维沿着延伸的外表面的长度的一些实施例中,开放工作构件也可以形成从预成形的弯曲部向近侧延伸的绝缘本体的外表面的另一个长度。

[0007] 在包括非导电的细丝和开放工作构件两者的那些实施例中,细丝可以是可生物吸收的,例如,以仅通过其突起提供短期的固定,而开放工作构件为组织向内生长和因此更加永久性或长期的固定提供结构。用于形成可植入的治疗递送装置的外表面的长度的部件的一些实施例包括管状的开放工作构件和与其交错的非导电的细丝,其中,细丝包括多个固定突起,固定突起的至少一部分从开放工作构件向外突出。

[0008] 在另一个实施例中,本公开提供了用于形成可植入的医疗引线的细长绝缘本体的外表面的长度的部件。该部件包括管状的开放工作构件和包括多个固定突起的非导电的细丝,细丝与开放工作构件交错,使得所述多个突起从开放工作构件向外突出。

[0009] 虽然所公开的实施例在以上引用的可皮下植入的除颤系统的上下文中进行描述,但应当理解,本发明的实施例不受此限制,并且可以由其它类型的可植入装置采用,该装置包括细长绝缘本体,例如适合植入患者身体的其它部位中,或者用于递送电刺激或者用于递送治疗药物。

## 附图说明

[0010] 以下附图说明了特定的实施例,并且因此不限制本发明的范围。附图未按比例绘制(除非如此说明)并且旨在用于结合以下具体实施方式中的解释使用。下面将结合附图描述各实施例,在附图中,相同的标号/字母表示相同的元件。

[0011] 图1是带有胸廓、心脏(虚线)和植入的医疗系统的患者的躯干的示意图。

[0012] 图2是由本申请的一些实施例采用的示例性的非导电细丝的平面图。

[0013] 图3A-B是可植入的医疗刺激引线的平面图和对应的端视图,其可以采用图2所示细丝。

[0014] 图4A-C是可植入的医疗刺激引线的备选实施例的平面图,其包括开放工作构件和图2所示细丝。

[0015] 图5A-B是用于可植入的医疗刺激引线的固定部件的备选实施例的透视图和平面图。

## 具体实施方式

[0016] 图1是患者的躯干的示意图,其带有胸廓、心脏(虚线)和植入患者体内的示例性的可植入医疗系统。图1的可植入的医疗系统是可植入的心律转复除颤器(ICD)系统,其包括可植入的刺激引线100和可植入的刺激脉冲发生器10,两者经由脉冲发生器10的连接模块15联接在一起。连接模块15包括内孔,在内孔中安装有电触点并且插入了引线100的连接模块以与触点联接。连接模块15的触点例如经由气密密封的馈通组件联接到电子电路和功率源,电子电路和功率源容纳在例如由钛壳体形成的脉冲发生器10的气密密封外壳12中。

[0017] 植入的脉冲发生器10显示位于靠近患者的左腋窝和乳房下皱襞形成的皮下袋内,并且植入的引线100显示在皮下形成的隧道内延伸,该隧道在胸廓上方从脉冲发生器10向内侧延伸,靠近胸骨,与剑突大致齐平,然后在胸骨和/或胸廓上方沿着胸骨的左侧向上延伸。其中脉冲发生器10和引线100两者在胸廓和/或胸骨上方皮下植入的植入医疗系统在本文中被称为皮下系统。

[0018] 然而,可植入的刺激脉冲发生器10和引线100可以在患者体内的其它位置植入。例如,在另一示例中,引线100可以从脉冲发生器10向内侧延伸,靠近胸骨,与剑突大致齐平,然后在包括前纵膈的胸骨下空间中在胸骨和/或胸廓下方/下面(例如,在胸骨和/或胸廓的后侧上)向上延伸。一种包括这样的胸骨下引线的示例性系统在2014年4月25日提交的名称为“IMPLANTABLE CARDIOVERTER-DEFIBRILLATOR (ICD) SYSTEM INCLUDING SUBSTERNAL

LEAD”的美国专利申请第14/261,470号中进行了详细描述,该申请的内容以引用方式全文并入本文中。其中引线100的远侧部分被植入胸骨和/或胸廓下方/下面的植入的医疗系统在本文中称为胸骨下系统。

[0019] 在图1的示例中,引线100包括两个起搏/感测电极e1、e3和除颤电极e2,每个电极围绕引线100的细长绝缘本体150的外表面的至少一部分延伸,并且每个电极是对应的电极电路、细长导体的一部分,并且其触点不可见。电极e1、e2、e3、导体和引线100的电极电路的触点的合适构造是本领域的技术人员熟知的。图示的示例性系统被构造成通过容纳在脉冲发生器外壳12内的电极e1、e3和对应的电路来检测心律失常,例如室性心动过速(VT)或心室纤颤(VF),并且被构造成根据本领域已知的方法通过由横跨刺激电极e2和装置外壳12的装置电路递送的一次或多次高电压除颤或心脏复律电击来治疗检测到的心律失常。在某些情况下,除了高电压除颤或心脏复律电击之外,系统10还可以通过电极e1、e3中的至少一个提供起搏治疗(例如,抗心动过速起搏(ATP)或电击后起搏)。

[0020] 本领域的技术人员了解将植入的引线100固定在靶部位(例如,以便保持电极e1、e2、e3相对于患者的心脏且相对于植入的脉冲发生器10的稳定位置)的重要性。同样,包括如引线100的细长本体的任何其它类型的可植入的治疗递送装置均受益于稳定的固定。典型的皮下固定方法涉及将递送装置的部分手动缝合到皮下组织,并且这些方法可能需要多个和/或扩大的切口,以便为缝合过程提供足够的通路。图1的引线100包括结合图2-5更详细地描述的固定结构。如本文将更详细地描述的,引线100包括非导电的细丝,其沿着引线100的绝缘本体150的外表面的长度延伸且具有多个固定突起。细丝可以固定到本体的外表面,使得突起从外表面向外突出并且沿着外表面的长度彼此间隔开。结合图2-5描述各种示例。这些固定结构、部件、方法和/或机构允许所需的固定,而不存在上文结合典型固定方法描述的负担。

[0021] 以下详细描述在本质上为示例性的,而并非意图以任何方式限制本公开的范围、适用性或构型。相反,以下描述提供了实用示例,并且本领域的技术人员将认识到,示例中的一些可以具有合适的备选方案。例如,本文所述固定结构可以结合其它可植入的医学治疗递送装置使用。例如,本文所述固定结构可以与用来对脊柱、大脑、膀胱或身体内的其它解剖位置进行电刺激治疗的电刺激引线一起使用。作为另一示例,本文所述固定结构可以与将治疗剂提供到患者体内的位置的药物递送导管一起使用。

[0022] 图2是示例性的非导电细丝200的平面图,该细丝由本申请的一些实施例(例如,在图3A-B中的平面图和对应的端视图中示出的可植入的医疗刺激引线300)采用。图2示出了细丝200,其包括从其细长的股线部分20突出的多个固定突起205。细丝200可以例如通过挤出和后续的切割过程由诸如聚乙烯、聚酯、尼龙、聚丁烯酯、聚醚醚酮、或聚丙烯的任何合适的生物相容性聚合物形成,以形成突起205。根据图示实施例,细丝200的股线部分20是相对柔韧的,使得细丝200可固定到引线300的绝缘本体350的外表面355并沿着外表面355的长度延伸,以形成不显著增加本体350的刚度的固定特征。

[0023] 根据一个示例性实施例,股线部分20具有在大约0.1mm和大约1mm之间的直径,其中,每个固定突起205为倒钩状,并且具有在大约0.004英寸和大约0.080英寸之间的长度,并且突起205沿着细丝200的长度间隔开例如在大约0.005英寸和大约0.5英寸之间的距离。图2将所有突起205示出为在相同方向上从股线20延伸,但在备选实施例中,突起205可以在

不同方向上延伸。在任何情况下,当细丝200被用作固定特征(例如,如图3A-B所示,固定到绝缘本体350的外表面355)时,显著数量的突起205从外表面355向外突出,以便与周围的皮下或胸骨下组织和/或肌肉接合。在一个示例中,当引线300代替引线100随装置10植入时,显著数量的突起205可以在图1所示上述皮下形成的隧道中与周围的皮下组织接合。图3B示出了引线300的远侧区段351,其中细丝200固定到外表面355,使得突起205均导向至图3B的左手侧,这对应于进入图1和图3A的页面的方向。当引线300在筋膜和脂肪组织之间延伸时,这样的方向可能对于突起205接合到患者的筋膜内是优选的;然而,在备选实施例中,细丝200可以固定到绝缘本体350的外表面355,使得突起205也在其它方向上从外表面355向外导向。

[0024] 根据图示实施例,突起205定向成使得每个突起从固定端到自由端的延伸在近侧方向上沿着外表面355的长度进行。因此,如果在绝缘本体350的远端345在前的情况下通过将引线300推过插管(例如,已经由经皮肤窝切口部位引入以形成针对图1的植入物构型的上述隧道)而植入引线300,突起205的取向不会妨碍引线300穿过插管的移动。在移除插管后,引线可以从近端335拖拽以接合暴露的突起205。然而,备选实施例可包括具有这样一些突起的细丝:这些突起定向成使得细丝的延伸在远侧方向上沿着外表面355的长度进行。在任一种情况下,引线300可以用相对薄的可移除的护套覆盖,当引线穿过插管和组织以植入时,护套保护突起。在其它情况中,引线300可以不用相对薄的可移除的护套覆盖。

[0025] 图3A示出了绝缘本体350,其包括近侧区段353、远侧区段351和预成形的弯曲部352,预成形的弯曲部352在近侧区段353和远侧区段351之间延伸,使得区段353、351彼此大约共平面地延伸且大约形成“L形”。绝缘本体350的块体可以由任何合适的生物相容性绝缘材料形成,例如,本领域的技术人员已知的医用级硅橡胶或聚氨酯,并且类似于引线100的绝缘本体150(图1),绝缘本体350支撑下文描述的引线300的电极电路。图3A-B还示出了细丝200沿着延伸的外表面355的长度,其涵盖预成形的弯曲部351和远侧区段351,并且细丝200以开放节距卷绕在该长度周围。然而,在备选实施例(其中一些在下文中描述)中,细丝200沿着延伸的外表面355的长度可以更短或更长,并且细丝200不一定被卷绕。进一步参照图3A-B,绝缘本体350的远侧区段351具有安装在其上的感测电极e1、e3和刺激电极e2,使得电极e1、e2、e3围绕细丝200沿着延伸的外表面355的长度的一部分延伸,并且细丝200被卷绕在每个电极e1、e2、e3上。根据一个示例性实施例,细丝200的任一端通过打结固定在形成于引线300中的孔口(未示出)内,例如,靠近预成形的弯曲部352形成于绝缘本体350的块体中的近侧孔口和靠近远端345形成于感测电极e1内的远侧孔口。备选地或此外,细丝200的端部可以通过本领域的技术人员已知的方法结合到绝缘本体350,例如,通过热结合、超声结合、或粘合剂结合,粘合剂结合利用聚氨酯粘合剂(如果本体350由聚氨酯形成)。

[0026] 细长的电隔离的导体(未示出)在引线300的绝缘本体350内延伸,每个导体将对应的电极e1、e2、e3联接到对应的引线触点c1、c2、c3以形成上述电极电路。结合图3A参照图1,触点c1、c2、c3安装在本体350的近侧区段353的近端335周围以形成引线连接器,该引线连接器可以被构造成与连接器模块15的内孔配合,以根据本领域的技术人员已知的构造和方法与装置10的触点电联接。进一步参照图1和图3A,由预成形的弯曲部352提供的绝缘本体350的“L形”适形于图示的植入物构型,从而与细丝200的固定突起205结合工作以有助于将引线300稳定在植入物构型中。然而,在一些备选实施例中,引线300不一定包括预成形的弯

曲部352。而且,本发明的实施例不限于图1的植入物构型。换句话说,预成形的弯曲部352可以根据所需的植入物应用而形成其它形状。

[0027] 图4A是根据一些备选实施例的另一个可植入的医疗刺激引线400的平面图。图4A示出了引线400,类似于引线300,引线400包括绝缘本体450和非导电细丝200,细丝200沿着绝缘本体450的外表面455的长度延伸,例如,以开放节距卷绕在该长度周围。图4A还示出包括开放工作构件60的引线400的绝缘本体450,该构件形成细丝200沿着延伸的外表面455的长度的一部分。在一个示例中,开放工作构件60可以形成与在绝缘本体450的近侧区段453和远侧区段451之间延伸的预成形的弯曲部452重合的部分。在另一示例中,开放工作构件60可以位于预成形的弯曲部452近侧或远侧。在其中引线400不包括预成形的弯曲部452的情况下,开放工作构件60可以位于这样的位置:引线300在植入期间将在该位置附近弯曲。

[0028] 在某些情况下,细丝200可以与开放工作构件60交错,例如以将细丝200固定到外表面455。交错可以通过将细丝200穿过开放工作构件60的孔口或空隙拼接或通过在开放工作构件60初始形成时将细丝编结或编织到开放工作构件60的结构中来实现。在一些实施例中,由开放工作构件60形成的外表面455的最小长度可以为大约0.25英寸,并且开放工作构件60是相对柔韧和柔软或柔顺的,使得构件60不显著增加绝缘本体450的刚度。

[0029] 开放工作构件60可以是例如由医用级硅橡胶或聚氨酯形成的穿孔管(例如,图5B);备选地,开放工作构件60可以是生物相容性编结网片或由多个单丝(例如,图5A)织造的织物,单丝例如由聚酯、聚酰胺、聚对苯二甲酸乙二醇酯或聚丙烯形成,其非限制性示例包括可得自Biomedical Structures的医用纺织物以及可得自Covidien的PARIETEX™、PERMACOL™和SURGIPRO™。在任一种情况下,通过例如利用聚氨酯粘合剂将构件60的端部粘合剂结合到绝缘物块体,或者通过使绝缘物块体的一部分回流到在其中的构件60的嵌入端,开放工作构件60可以固定到形成绝缘本体450的绝缘材料(例如,聚氨酯)的块体。

[0030] 进一步参照图4A,起搏/感测电极e1、e3和除颤电极e2围绕细丝200沿着延伸的外表面455的长度的另一个部分延伸,细丝200被卷绕在每个电极e1、e2、e3上;并且细丝200沿着延伸的绝缘本体450的长度的又一个部分在刺激电极e2和起搏/感测电极e1之间位于靠近绝缘本体450的远端445处,且由另一个开放工作构件60形成。细丝200的端部可以通过与该另一个开放工作构件60交错而固定,和/或固定在靠近远端445形成于起搏/感测电极e1中的远侧孔口内。应当指出,当引线400被从近端435牵拉,例如以将引线400从植入部位取出时,细丝200的该图示范围可提供到一个或两个开放工作构件60的拉伸构件。图4B是根据一些备选实施例的可植入的刺激引线700的平面图,其中,引线的绝缘本体750包括单个开放工作构件60。图4B示出了开放工作构件60与电极e1、e2、e3重叠,使得卷绕在电极e1、e2、e3上的细丝200的部分可以与开放工作构件交错。图4B还示出例如沿着本体750的近侧长度753从细丝200向近侧延伸的开放工作构件60,近侧长度753延伸至靠近触点c1、c2、c3处。然而,在一些备选实施例中,不一定包括开放工作构件60的该近侧范围。

[0031] 图4C是根据一些附加实施例的又一个可植入的医疗刺激引线500的平面图。图4C示出了多个开放工作构件60,其形成非导电细丝200在上面延伸的引线500的细长绝缘本体550的外表面555的整个长度。图4C还示出与绝缘本体550的预成形的弯曲部552重合的引线500的一个开放工作构件60,以及另外两个开放工作构件60,一个位于刺激电极e2和感测电极e1之间,另一个位于预成形的弯曲部552近侧靠近本体550的近端535处。根据图示实施

例,细丝200被分成单独的部分,每一个部分与对应的开放工作构件60交错。根据包括位于电极e1和e2之间的开放工作构件60的一些备选实施例,细丝200不一定在电极e1、e2之间延伸。一些实施例的位于近侧的构件60可代替锚固护套和缝合线而为引线500的绝缘本体550提供在袋内或附近的固定,当引线500代替引线100使用时,在袋中植入了联接到引线500的装置,例如,在图1所示腋窝袋中的装置10。重新参照图4A,应当指出,引线400也可包括这样的位于近侧的开放工作构件60和与其交错的细丝200的单独部分。而且,进一步参照图4C,根据一些备选实施例,图示的开放工作构件60中的任一个或两个可以在没有另一者的情况下使用。

[0032] 开放工作构件60优选地为生物稳定的、或不可生物吸收的,并且开放工作构件60的空隙或孔口暴露,以便当引线400、500、700例如在图1所示构型中皮下地或如结合图1所述胸骨下地植入时为组织向内生长提供沿着绝缘本体450、550、750的外表面455、555、755的空间。开放工作构件60的空隙或孔口可以例如具有大约0.3mm至3mm的尺寸。根据一些优选实施例,当结合开放工作构件60使用时,细丝200由可生物吸收的材料形成,例如,聚乳酸、聚对二氧环己酮、或乙交酯、对二氧环己酮和三亚甲基碳酸酯的三元共聚物(例如,可得自Covidien的V-Loc™90)、或乙醇酸和三亚甲基碳酸酯的共聚物(例如,可得自Covidien的V-Loc™180)、或聚乙交酯-聚-e-己内酯(例如,可得自Angiotech的Quill™Monoderm™)。因此,当引线400、500或700被植入时,从外表面455、555、755的长度向外突出的细丝200的突起205接合周围组织,以在细丝200降解之前和足以使组织向内生长到开放工作构件60内和周围的时间段内为引线400、500或700提供短期固定,这种组织向内生长最终为引线400提供长期固定。

[0033] 图5A是部件66A的透视图,图5B是根据一些备选实施例的另一个部件66B的平面图。部件66A、66B中的任一个可以用来形成可植入的医疗刺激引线的细长绝缘本体的外表面的一段长度,例如,分别为引线400、500、700的本体450、550、750的外表面455、555、755的长度(图4A-C)。图5A示出包括管状的开放工作构件60A的部件66A,管状的开放工作构件60A由编结结构或织物形成,该织物由多个单丝织造,单丝的示例在上文中提及。

[0034] 图5B示出了包括管状的开放工作构件60B的部件66B,管状的开放工作构件60B由穿孔管形成,穿孔管的示例也在上文中提及。图5A还示出包括非导电细丝200的部件66A,非导电细丝200与开放工作构件60A交错,例如通过与多个单丝一体地编结或织造在一起,或者通过穿过单独形成的开放工作构件60A的孔口或空隙拼接,使得细丝200以开放节距卷绕在开放工作构件60A的周边周围,且具有从开放工作构件60A向外突出的固定突起205。然而,在备选实施例中,细丝200可以与开放工作构件60A交错,使得细丝200沿着相对直的线延伸,并且也具有向外突出的突起205,如在图5B中针对部件66B所示。部件66B包括与开放工作构件60B交错的非导电细丝200。图5B示出细丝200与开放工作构件60B交错,使得细丝200沿着相对直的线延伸。然而,在备选实施例中,细丝200可以交错,使得细丝200以开放节距卷绕在开放工作构件60B的周边周围。虽然未示出,但开放工作构件60B可包括邻近其孔口/穿孔中的一个或全部的向外突出的一体地形成的伸出构件。例如,开放工作构件60B包括一体地形成的伸出构件,其已由被切割而形成穿过其中的穿孔的构件60B的壁的部分形成。

[0035] 根据一些实施例,类似于上述开放工作构件60,开放工作构件60A、60B为生物稳定



的或不可生物吸收的,而与其一起使用的细丝200为可生物吸收的,如上文结合图4A-B所述。图5A-B中的每一个中的虚线表示根据一些实施例从构件60A、60B延伸且脱离构件60A、60B的细丝200的可选长度,例如,其可以由图3A-B所示引线300使用。

[0036] 已参照具体实施例描述了上述具体实施方式。然而,可以理解,在不脱离所附权利要求中阐述的本发明的范围的情况下,可以进行各种修改和改变。

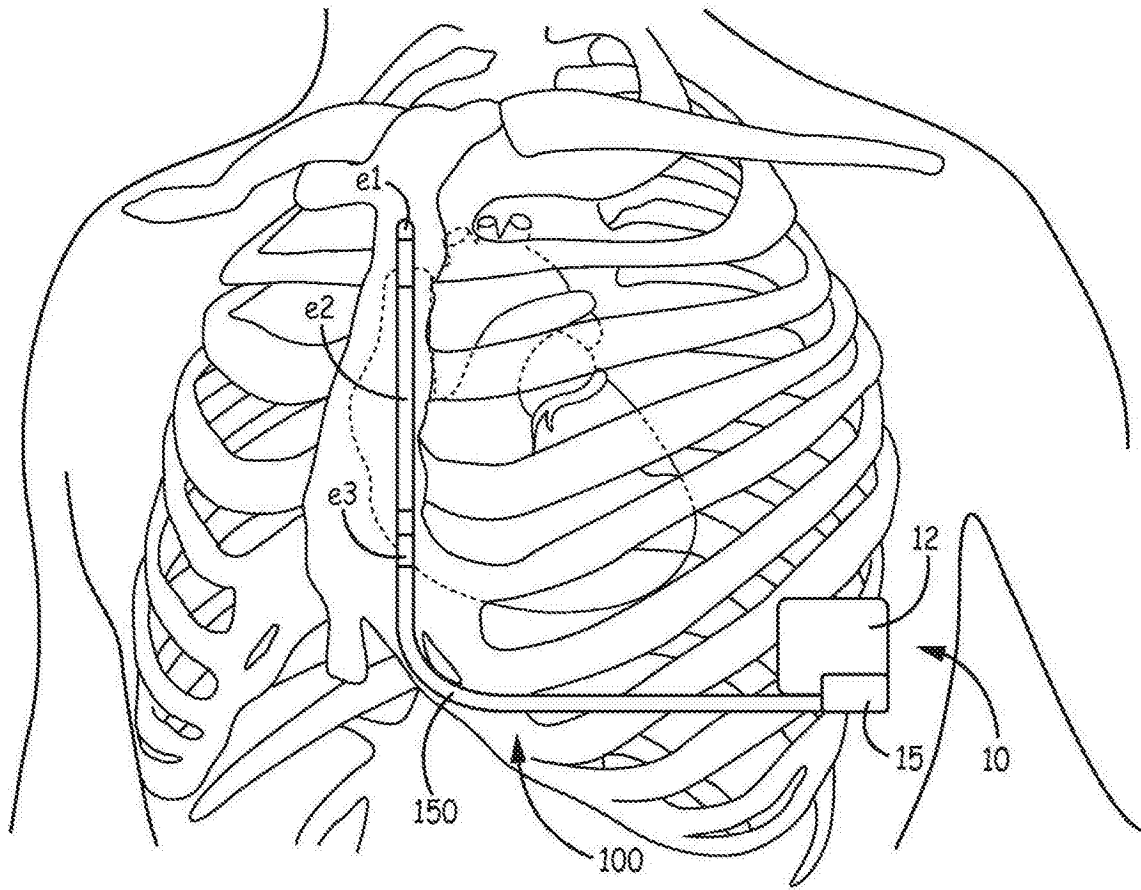


图1

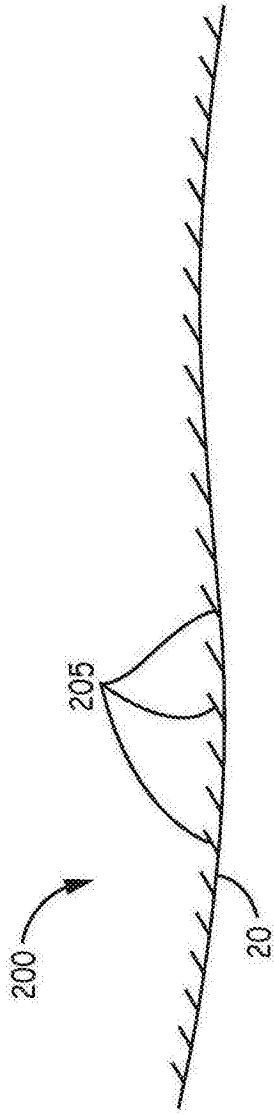


图2

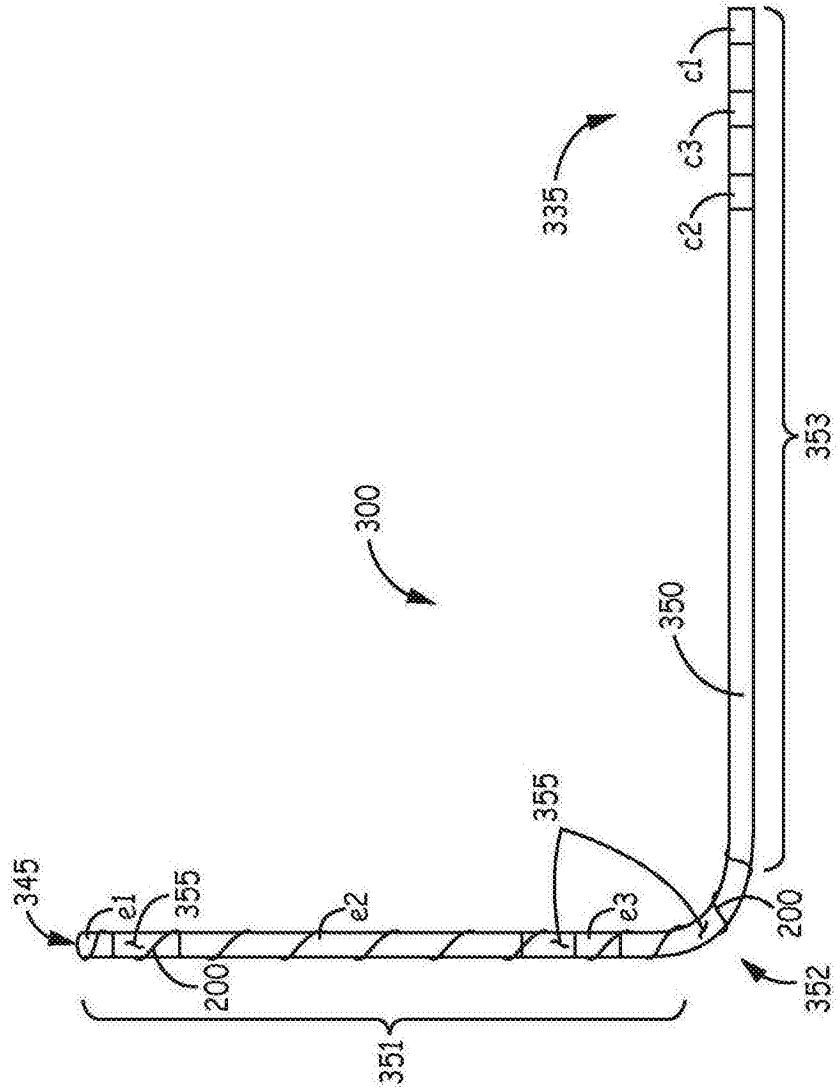


图3A

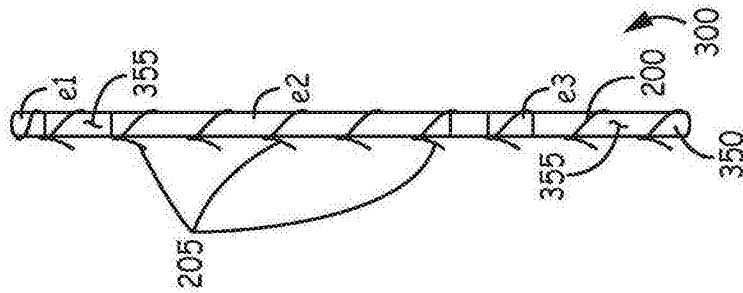


图3B

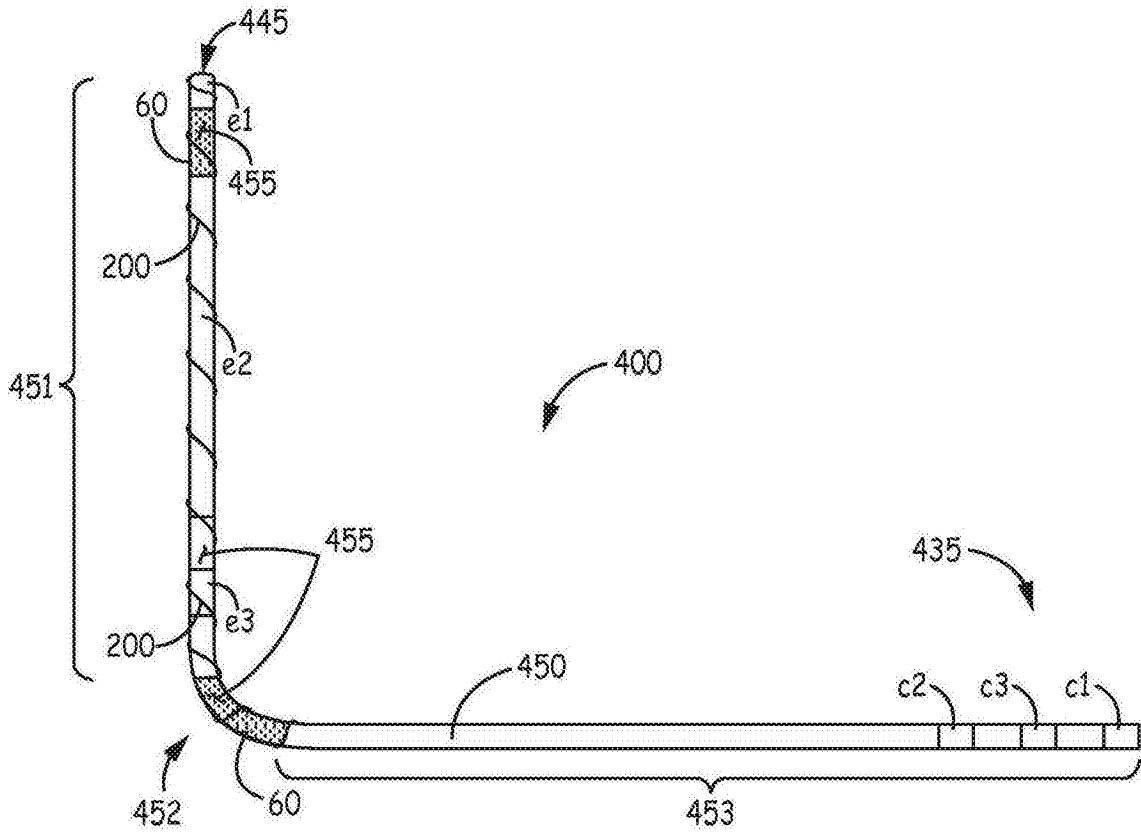


图4A

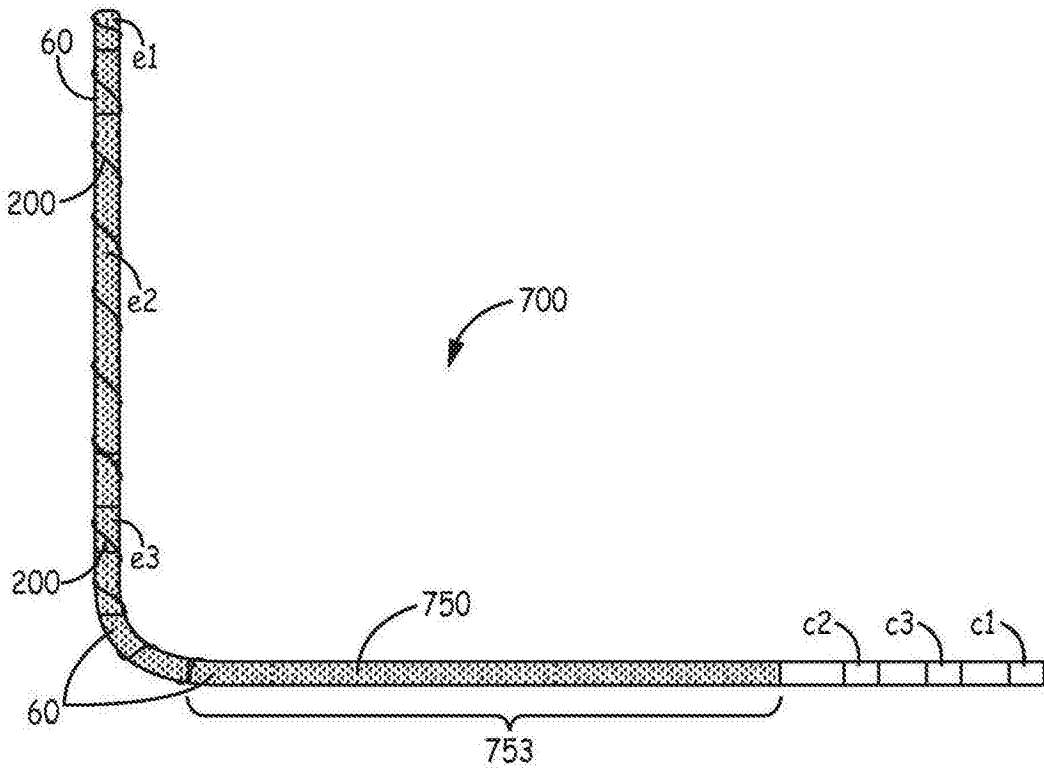


图4B

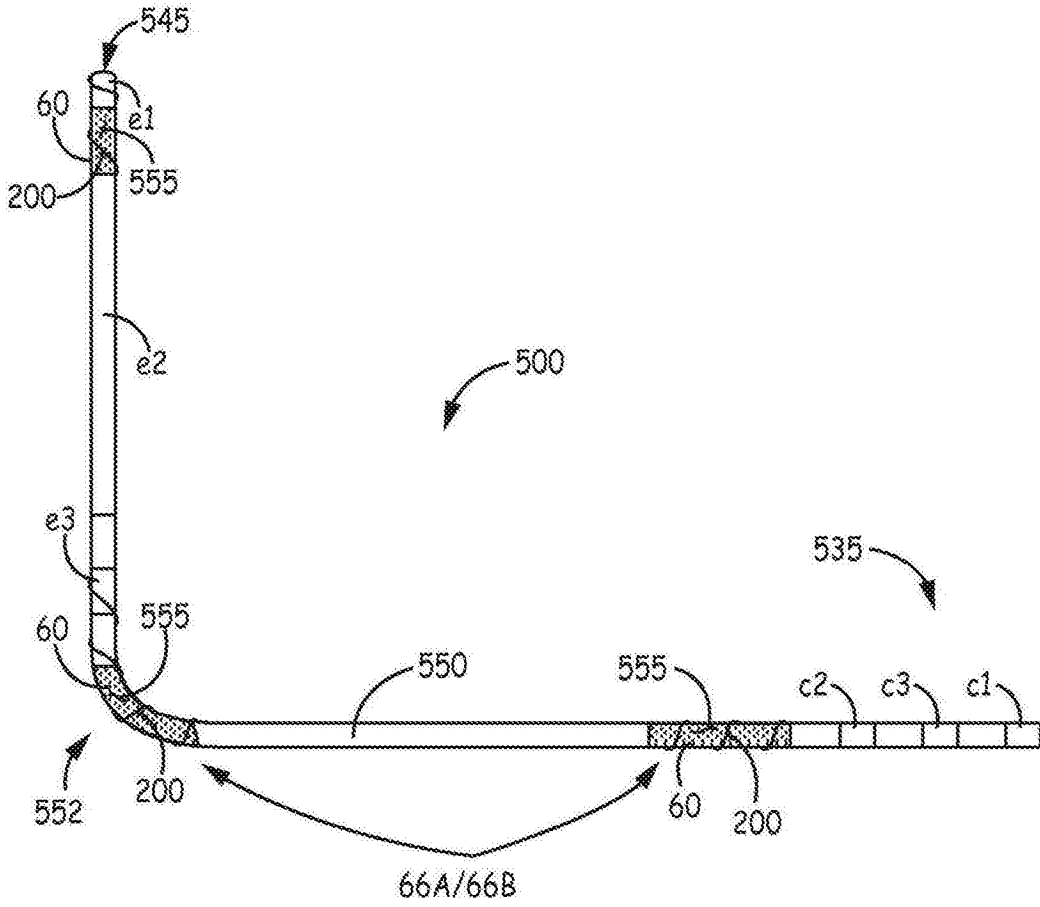


图4C

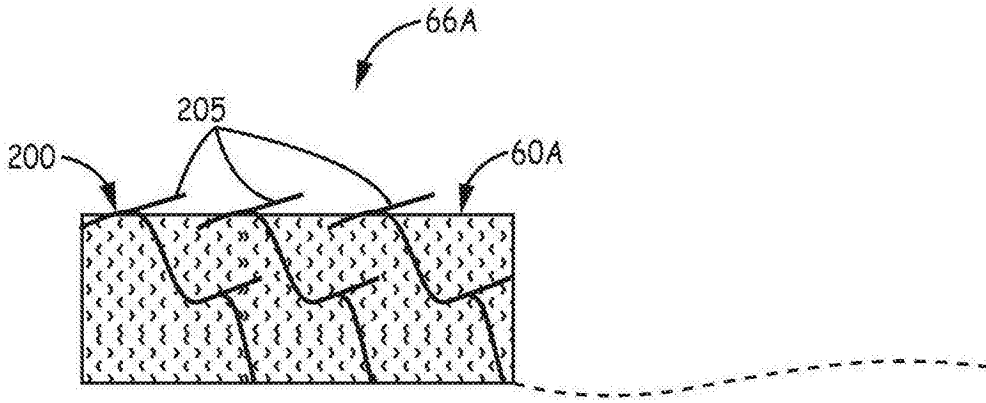


图5A

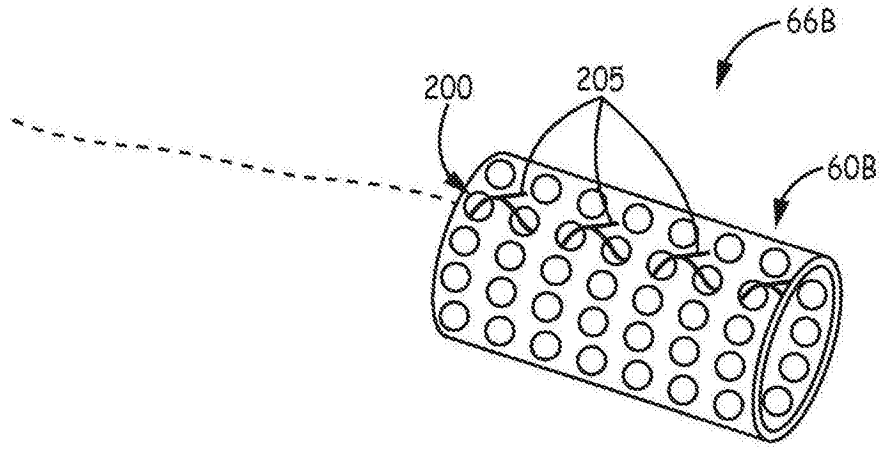


图5B