(19)国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 117545527 A
(43)申请公布日 2024.02.09

(21)申请号 202280043773.0
(22)申请日 2022.08.08
(30)优先权数据
202021104261.3 2021.08.10 DE
(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2023.12.20
(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2022/072204 2022.08.08
(87)PCT国际申请的公布数据
WO2023/016973 EN 2023.02.16
(71)申请人 百多力两合公司
地址 德国柏林
(72)发明人 J·伦普 J·H·里克特 C·斯蒂格利奇
(74)专利代理机构 北京市柳沈律师事务所 11105
专利代理师 黎琦
(51)Int.Cl.
A61N 1/05(2006.01)

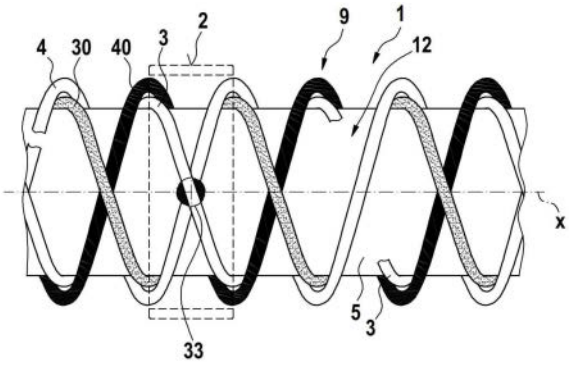
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

用于可植入电极引线的编织物支撑螺旋引线

(57)摘要

本发明涉及一种可植入电极引线(1),包括:至少一个电极极(2),至少一个电导体(3、30),其与至少一个电极极(2)导电连接,以及至少一个纵向延伸的电绝缘体(4、40)。根据本发明,至少一个电导体(3、30)在第一旋转方向上围绕电极引线(1)的纵向轴线(x)螺旋缠绕,并且至少一个电绝缘体(4、40)在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上围绕纵向轴线(x)螺旋缠绕。



CN 117545527 A

1.一种可植入电极引线(1),包括:

-至少一个电极极(2),

-至少一个电导体(3、30),其与至少一个电极极(2)导电连接,以及

-至少一个纵向延伸的电绝缘体(4、40),

其特征在于,

至少一个电导体(3、30)在第一旋转方向上围绕电极引线(1)的纵向轴线(x)螺旋缠绕,并且至少一个电绝缘体(4、40)在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上围绕纵向轴线(x)螺旋缠绕。

2.根据权利要求1所述的可植入电极引线,其中,所述可植入电极引线包括围绕纵向轴线(x)在第一旋转方向上螺旋缠绕的另一电导体(30)。

3.根据权利要求2所述的可植入电极引线,其中,所述另一电导体(30)与可植入电极引线(1)的另一电极极(2)导电连接。

4.根据前述权利要求中任一项所述的可植入电极引线,其中,所述可植入电极引线包括围绕纵向轴线在第二旋转方向上螺旋缠绕的另一电绝缘体(40)。

5.根据前述权利要求中任一项所述的可植入电极引线,其中,相应电极极(2)是环电极。

6.根据前述权利要求中任一项所述的可植入电极引线,其中,相应电导体(3、3’、30)是包括多股(10)的绳。

7.根据权利要求6所述的可植入电极引线,其中,相应股(10)包括至少一根线(11)。

8.根据权利要求6或7所述的可植入电极引线,其中,相应绳包括七股(10),相应股(10)包括七根绞合线(11)。

9.根据权利要求6或7所述的可植入电极引线,其中,相应绳包括19股(10),相应股(10)包括一根线(11)。

10.根据权利要求6或7所述的可植入电极引线,其中,相应绳包括7股(10),相应股(10)包括一根线(11)。

11.根据权利要求7至10中任一项所述的可植入电极引线,其中,相应线包含选自以下的材料或由其形成:银、包含镍和钴的合金、MP35N。

12.根据权利要求7至11中任一项所述的可植入电极引线,其中,相应线包括包含第一金属的芯和围绕所述芯的鞘,所述鞘由不同的第二金属形成。

13.根据权利要求6至12中任一项所述的可植入电极引线,其中,相应绳覆盖有电绝缘包层(7)。

14.根据前述权利要求中任一项所述的可植入电极引线,其中,所述可植入电极引线包括覆盖所述至少一个电导体(3、3’、30)和所述至少一个电绝缘体(4、40)的电绝缘层(6)。

15.根据前述权利要求中任一项所述的可植入电极引线,其中,所述可植入电极引线(1)配置为拧入人或动物组织,其中,包括螺旋缠绕的至少一个电导体(3、30)和螺旋缠绕的至少一个电绝缘体(4、40)的编织物(9)配置为在将所述可植入电极引线(1)拧入所述组织时传递扭矩。

用于可植入电极引线的编织物支撑螺旋引线

技术领域

[0001] 本发明涉及一种可植入电极引线。

背景技术

[0002] 目前,在可植入电极中主要使用两种不同类型的电极引线,即基于线形电导体的螺旋引线和基于绳形电导体的相对直的引线。

[0003] 由于它们的塑性变形能力,线可以相对容易地缠绕成螺旋引线;然而,正是由于它们的塑性变形能力,它们被限制在尽可能小的螺距,否则疲劳强度会受损。另一方面,绳形引线只有轻微的塑性变形,因此表现出增加的疲劳强度,但由于这个原因不能缠绕成线圈。然而,也可以通过用附加的电引线以尺寸稳定的方式支撑绳形引线来将绳形引线形成为线圈,所述附加的电引线在与绳形引线相反的旋转方向上被引导。

[0004] 特别是对于心动过速治疗中使用的电极引线,其需要传送用于电击治疗的高压脉冲,最小引线间距是重要的,并且不应被底切以避免引线之间的闪络电压。然而,确保线以交叉方式布置的最小间距被证明是极具挑战性的。

发明内容

[0005] 基于以上所述,本发明要解决的问题是提供一种改进的具有螺旋引线的可植入电极引线。

[0006] 该任务通过具有权利要求1的特征的可植入电极引线来解决。本发明的有利实施例在相应的从属权利要求中陈述,并在下面描述。

[0007] 根据权利要求1,公开了一种可植入电极引线,包括:

[0008] -至少一个电极极,

[0009] -至少一个电导体,其以导电方式连接到至少一个电极极,以及

[0010] -至少一个纵向延伸的电绝缘体,

[0011] 其中根据本发明,

[0012] 至少一个电导体在第一旋转方向上围绕电极引线的纵向轴线螺旋缠绕,并且其中,至少一个电绝缘体在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上围绕纵向轴线螺旋缠绕。

[0013] 特别地,所述旋转方向分别对应于电导体和电绝缘体的螺旋类型(左旋或右旋)。特别地,第一旋转方向可以意味着至少一个电导体形成左旋螺旋。因为至少一个电绝缘体包括相反的旋转方向,所以它形成右旋螺旋。同样,如果至少一个电导体依次形成右旋螺旋,则至少一个电绝缘体形成左旋螺旋。因此,相反的旋转方向意味着相反的手性(左旋螺旋对右旋螺旋)。因此,相反的旋转方向被理解为相对于可植入电极的纵向轴线从近端到远端。

[0014] 由所述电导体和绝缘体形成的结构,特别是编织物,具有允许传递扭矩的特殊优点,同时具有坚固且柔性的电极引线。

[0015] 换句话说,本发明通过以这样一种方式设计编织状结构来解决引言中描述的问

题,即导电引线每个都仅在一个方向上螺旋成形,并且以它们的螺旋形式仅由在相反方向上缠绕的绝缘体支撑。

[0016] 因此,电导体之间的最小距离可以通过在电导体之间并联绝缘体而不允许电导体之间有交叉点的简单方式来实现。换句话说,电导体是平行的,彼此不交叉。电导体只与绝缘体交叉。因此,避免了电导体的交叉,同时建立了编织物。

[0017] 原则上,该概念不限于用于心动过速治疗的电极引线,而是还可以应用于其他电极引线或导管,特别是在交叉布置的导体可能是不期望的情况下,例如为了避免锁骨下挤压综合征,并且期望允许传递扭矩的结构。

[0018] 特别地,所描述的方法具有缩放引线数量的可能性,可以用于电生理学中的导管,其中在非常小的空间中需要许多电极引线。如果在消融过程中要在多个位置同时进行高分辨率标测和不同的温度监测,例如在一次性手术中实现线性损伤,那么传统的引线概念很快就达到了极限。

[0019] 根据本发明的优选实施例,可植入电极包括沿所述纵向轴线延伸的电绝缘管。至少一个电导体和至少一个电绝缘体布置在管上(即以所述相反的旋转方向螺旋缠绕在管上)。在可植入电极引线包括多个电导体和多个电绝缘体的情况下,这些导体和绝缘体也布置在管上(即在相应的旋转方向上螺旋缠绕在管上)。

[0020] 根据本发明的实施例,电绝缘体配置为径向弹性的。该实施例提供了较小的可植入导线总直径。绝缘体可以在与导体的交叉点被径向压缩。

[0021] 根据本发明的优选实施例,可植入电极引线包括围绕纵向轴线在第一旋转方向上螺旋缠绕的另一电导体。

[0022] 此外,根据本发明的优选实施例,另一电导体导电连接到可植入电极引线的另一电极极。

[0023] 此外,在本发明的优选实施例中,可植入电极引线包括围绕纵向轴线在第二旋转方向上螺旋缠绕的另一电绝缘体。

[0024] 此外,根据优选实施例,电导体在第一旋转方向上螺旋缠绕,而交叉的电绝缘体(例如细丝)在相反的第二旋转方向上螺旋缠绕。这样,优选地,导体被固定在适当位置,但可以在编织物中完全平行地延伸而没有重叠。在进一步的实施例中,平行延伸的电导体还可以另外与绝缘体交替。然而,根据本发明的优选实施例,电导体在由电导体和电绝缘体形成的编织物中不相互交叉。

[0025] 根据本发明的优选实施例,相应的电极是环电极。

[0026] 此外,根据本发明的优选实施例,相应的电导体是包括多股的绳,优选为多绞合或编织股。优选地,根据一实施例,相应股包括至少一根线(并且可以仅包括单根线)。根据又一优选实施例,相应股包括多根线,特别是绞合线。

[0027] 此外,根据本发明的优选实施例,相应绳包括七股,优选至少七股,更优选正好七股,相应股包括七根绞合线,特别是正好七根绞合线。

[0028] 此外,根据本发明的优选实施例,相应绳包括19股,优选至少19股,更优选正好19股,相应股包括一根线,特别是正好一根线(即单根线)。

[0029] 根据本发明的又一优选实施例,相应绳包括7股,优选至少7股,更优选正好7股,相应股包括一根线,特别是正好一根线(即单根线)。

[0030] 此外,在本发明的优选实施例中,相应线包含选自以下的材料或由其形成:银、包含镍和钴的合金、MP35N。

[0031] 这里MP35N是一种合金,包含约35重量%的镍、35重量%的钴、20重量%的铬;和10重量%的钼。

[0032] 根据本发明的优选实施例,相应线包括包含第一金属的芯和围绕芯的鞘,鞘由不同的第二金属形成。在优选实施例中,第一金属是银,第二金属是包含镍和钴的合金,优选MP35N(见上文)。

[0033] 此外,根据本发明的优选实施例,相应绳覆盖有电绝缘包层,优选为电绝缘涂层的形式。在优选实施例中,覆盖相应绳的包层(特别是涂层)由选自以下的材料形成或包括这些材料:ETFE(乙烯四氟乙烯)、PFA(全氟烷氧基聚合物)、聚氨酯(PU)、聚酯聚氨酯(PEU)、聚醚聚氨酯(PEEU)、聚碳酸酯聚氨酯(PCU)、硅酮基聚碳酸酯聚氨酯(PCU)、聚碳酸酯聚脲聚氨酯(PCHU)、聚二甲基硅氧烷聚氨酯(PSU)、聚异丁烯聚氨酯(PIU)、聚异丁烯基共聚物(PIC)、聚醚嵌段酰胺、PEBA、PEBAX、聚酰亚胺(PI)、氟化烃、乙烯-四氟乙烯共聚物(ETFE)、聚四氟乙烯、聚砜(PSU)、聚乙烯(PE)、聚丙烯(PP)、聚酰胺(PA)、硅树脂、聚酰亚胺(PI)、氟化烃、聚四氟乙烯(PTFE)、四氟乙烯(TFE)、全氟乙烯-丙烯(FEP)、PEEK。

[0034] 此外,在本发明的优选实施例中,可植入电极引线包括覆盖至少一个电导体和至少一个电绝缘体的电绝缘层,特别是编织物的所有电导体和绝缘体。

[0035] 此外,根据本发明的优选实施例,可植入电极引线配置成拧入人或动物组织,优选地以隔膜的形式,优选地在左束支(LBB)附近进行感测和/或刺激,其中螺旋缠绕的至少一个电导体和螺旋缠绕的至少一个电绝缘体配置成在将可植入电极引线拧入所述组织时传递扭矩。

[0036] 根据本发明的又一优选实施例,相应的电绝缘体形成为塑料线。

附图说明

[0037] 在下文中,将参照附图描述本发明的实施例和进一步的特征和优点,其中:

[0038] 图1示出了根据本发明的可植入电极引线的实施例的一部分,

[0039] 图2示出了图1所示的截面,其中外部绝缘管和电极极未示出,使得下面的电导体或绝缘体可见,

[0040] 图3示出了根据本发明的可植入电极引线的另一实施例的一部分,其中未示出覆盖导体和绝缘体的外部电绝缘层,

[0041] 图4示出了根据本发明的可植入电极引线的实施例的绳形式电导体的横截面,

[0042] 图5示出了根据本发明的可植入电极引线的实施例的绳形式的电导体的横截面,以及

[0043] 图6示出了根据本发明的可植入电极引线的实施例的绳形式的电导体的横截面。

具体实施方式

[0044] 图1结合图2示出了根据本发明的可植入电极引线1的实施例,例如用于心动过速的治疗,引线1包括至少一个电极极2、至少一个电导体3,电导体3导电连接到至少一个电极极2,并且包括至少一个纵向延伸的电绝缘体4。根据本发明,至少一个电导体3围绕电极引

线1的纵向轴线x在第一旋转方向上螺旋缠绕,并且至少一个电绝缘体4围绕纵向轴线x在与第一旋转方向相反的第二旋转方向上螺旋缠绕。

[0045] 可植入电极引线1可以进一步包括绝缘管5,例如由硅树脂制成,具有例如0.83mm的内径和例如1.13mm的外径。在软管5的内腔中,可以布置线的线圈引线(未示出),其可以在远端连接到螺旋固定装置。至少一个导体3和至少一个绝缘体4布置在软管5上。

[0046] 优选地,提供多个导体3和绝缘体4,这将在下面参考图1和2进行解释。

[0047] 优选地,至少两个电导体3,每个都是直径为例如0.36mm的绳形绝缘电引线的形式,平行地缠绕在绝缘管5上,绝缘管5具有例如直径为例如0.15mm或至少0.15mm的聚氨酯(PU)的两个线形绝缘体4',两个电导体3在一个旋转方向上平行编织,例如,在每种情况下,至少一根PU线4'位于导体3之间,并且至少4根PU线以相反的旋转方向编织(在图2中,作为示例,6根PU线或绝缘体4以相反的旋转方向铺设)。

[0048] 电导体3例如在一种情况下是高阻抗导体3(例如MP35N),其可以特别地与电极线1的环电极2电连接,其可以用于检测电活动,以及低阻抗导体3,例如具有银芯的DFT绳的形式,例如与电击线圈(未示出)电连接。

[0049] 电绝缘层6,特别是内径例如至少为2.15mm和外径例如为2.5mm的绝缘软管6(例如硅树脂或PU)优选安装在导体3和绝缘体4、4'的编织物上。此外,PU软管可以安装在硅树脂软管上。

[0050] 对于其他类型的心动过速电极,例如在心房中具有两个电击线圈或两个附加感测电极的电极(DX电极),电导体3的数量可以相应地增加。

[0051] 为了简化编织电导体3与外部电极2或电击线圈的接触,电导体3可以在编织过程之前设置有适当的接触表面,例如以导电翼片的形式,其可以直接焊接到电极极2。随后的剥离将相应地被消除。

[0052] 如果要减小导电引线3的直径而不将电阻增加到相同的程度,则可以相同的旋转方向平行编织两根或更多根更细的绳形引线,而不是一根绳形引线,并一起连接到电极2。

[0053] 代替使用丝状绝缘纤维4作为编织物的一部分,可以使用绝缘管来代替,这使电极的总直径增加较少,但同时确保电导体3之间由于椭圆变形而增加的间距。

[0054] 图3示出了根据本发明的可植入引线1的另一实施例,包括至少两个电导体3、30以螺旋方式在第一旋转方向上平行缠绕的编织物9(例如在电绝缘载体上,例如管5),其中至少两个电绝缘体4、40在相反的第二旋转方向上螺旋缠绕(也平行)。换句话说,导体3、30和绝缘体4、40具有相反的手性。

[0055] 优选地,在平行延伸的编织物9中使用的导体3、30是绳,其可以根据图4至6中所示的实施例之一形成。特别地,导电绳用于电极引线,尤其是当需要低电阻时。对于心动过速电极来说尤其如此,在心动过速电极中必须传输非常高的电流。心动过速电极的电阻仅为1和10欧姆之间。如果温度更高,电极会在电击过程中发热。此外,线路中的电压降将如此之大,以至于设备必须提供高得多的电压。

[0056] 对于长期植入,由于生物相容性的原因,铜作为特别低电阻的金属被排除在外。相反,银优选用作线材料,但由于其机械弱点,其优选由非常稳定和耐腐蚀的MP35N(35重量%镍;35重量%的钴;20重量%的铬;和10重量%的钼)。由MP35N制成的机械稳定的线可以包含银芯,这大大降低了导电性。该线可被缠绕成螺旋以在电极中进行机械加载。电极中的直

线会很快断裂。卷绕的缺点是引线长度且因此电阻相对较高。可替代地,线11可被拉得非常细,并且许多线11组合成绳。这种绳在机械上对弯曲负载变化非常稳定(在某些情况下甚至比螺旋更稳定),它具有极低的电阻,因为它可以通过最短的路径连接导体。

[0057] 根据图4所示的实施例,优选使用的绳3、3'、30(例如在图1至3的实施例中)是7×7绳,即可以由上述材料形成的七根线11被扭绞成股10。七根这样的股10依次扭绞成绳3、3'、30。

[0058] 稍微简单一些的是图5所示的1x19绳。这里,绳3、3'、30可以由19股10形成,每股包括单根线11。这种绳也可以用于心动过速电极和神经电极。

[0059] 最后,图6示出了适用于细神经电极的绳3、3'、30的实施例,其中这里的绳包括七股,每股10由单根线11形成。

[0060] 根据一实施例,这些绳3、3'、30或者由实心MP35N线制成,然后它们具有相对高的电阻,这足以用于感测和刺激,或者它们包含具有银芯的线,然后具有非常低的电阻。银含量可以变化,并决定低电阻和机械稳定性之间的折衷。具有银芯的线特别用于速探针和神经探针。对于神经探针来说,银芯因为能量高而不那么重要,因为这些绳非常细,仍需要是导电的。

[0061] 优选地,图4至图6中所示的相应绳3、3'、30优选是电绝缘的,即被电绝缘包层7包围。该包层7可以是涂层。包层/涂层7的相应材料通常由ETFE(乙烯四氟乙烯)或PFA(全氟烷氧基聚合物)制成。其他包层/涂层也是可以想到的:聚氨酯(PU)、聚酯聚氨酯(PEU)、聚醚聚氨酯(PEEU)、聚碳酸酯聚氨酯(PCU)、在挤压过程中与硅树脂结合得更好的硅树脂基聚碳酸酯聚氨酯(PCU)、聚碳酸酯聚脲聚氨酯(PCHU)、聚二甲基硅氧烷聚氨酯(PSU)、聚异丁烯聚氨酯(PIU)、聚异丁烯基共聚物(PIC)、聚醚嵌段酰胺(PEBA,例如PEBAX)、聚酰亚胺(PI)、氟化烃、乙烯-四氟乙烯共聚物(ETFE)、聚四氟乙烯、聚砜(PSU)、聚乙烯(PE)、聚丙烯(PP)、聚酰胺(PA)、硅树脂、聚酰亚胺(PI)、氟化烃、聚四氟乙烯(PTFE)、四氟乙烯(TFE)、全氟乙烯-丙烯(FEP)、PEEK。

[0062] 由于借助包层7的所述电绝缘,当体液进入时,可以防止导体3、30之间形成电解质桥。

[0063] 根据本发明的概念将特别与心动过速电极一起使用,与传统的心动过速电极不同,心动过速电极旨在旋入隔膜中以感测和刺激LBB(左束支)附近。通常,主动固定在组织中的电极使用螺旋进行固定。该螺旋具有例如2mm的长度。更长的螺旋也是可以想象的。然而,如果LBB必须到达例如8mm的深度,则螺旋必须部分绝缘,以便在刺激期间不会不必要地在整个长度上耗散(浪费)电流。似乎更容易使螺旋变短,并让电极体跟随螺旋进入隔膜,直到螺旋到达LBB。传统的螺旋电极通过经由内部导体螺旋将连接器引脚处的旋转传递到螺旋来固定,然后内部导体螺旋延伸出螺旋体并将其自身锚定在组织中。这种技术对于传统的电极应用是有用的,因为它防止了心脏组织的潜在穿孔。内部导体具有有限的扭矩,这允许螺旋非常容易地拧入组织中,直到电极头(外壳)与组织接触。对于正常的RA或RV植入,这有助于防止穿孔,因为如果游离心壁穿孔,电极尖端将穿入心包,一方面会导致心包填塞,另一方面将无法刺激。

[0064] 然而,在本申请中,隔膜将被电极有意穿透,从而优选地达到深LBB。通过内部导体(例如布置在管5中)的扭矩传递仅是适度合适的,因为需要非常多的圈数来允许电极穿透。

因此,通常省略能够拧出的螺钉,而使用固定螺钉,该固定螺钉通过握住电极引线1并转动电极引线1而旋转。由于编织物9,可以施加比内螺旋更高的扭矩。然而,也可以用连接器销拧下螺旋,通过过度拧紧连接器销来预加载内部导体,然后通过转动它来植入电极引线1。

[0065] 心动过速电极通常用多腔管作为电极体。即使是多腔管也不能传递很大的扭矩,因为软管材料(硅树脂或聚氨酯)很容易扭曲。

[0066] 然而,以相反方向布置的导体3、30和绝缘体4、40的编织物9很好地传递扭矩。编织物的缺点是细丝可能会相互交叉。如果细丝由馈电导体构成,则存在绝缘在交叉点被压缩的风险。即使导体不接触,当施加电击时,也有击穿的风险,尤其是在心动过速应用中。

[0067] 因此,在本实施例中,传导绳3、30在一个旋转方向上被引导(手性),而交叉绝缘体4、40(例如塑料丝)由绝缘材料构成,并且在相反的旋转方向上被引导(相反的手性)。以这种方式,导体3、30被固定在适当的位置,但在编织物9中完全平行延伸而没有重叠(参见例如图3)。在进一步实施例中,平行延伸的导体3、30还可以另外与绝缘体交替。然而,该实施例的一个有利特征是导体3、30在编织物9中不交叉。

[0068] 此外,电绝缘层6优选应用于编织物9(图3中未示出,使得导体3、30/绝缘体4、40可见),以防止例如直接暴露于血液。原始的编织结构9将非常深入地生长到心脏和血管中。这将使电极的移植非常困难。管道(例如聚氨酯、硅树脂或共聚物)6可以用作覆盖物6。在一实施例中,该管道6非常紧密地连接到编织物9。这具有电极引线1特别容易用手抓握和转动的优点。手指施加的扭矩直接传递到编织物9。这种状态可以例如通过过度挤压由聚氨酯或共聚物或硅树脂制成的绝缘层6来实现。

[0069] 根据进一步实施例,可以利用回流过程。在该过程中,由热塑性塑料制成的管6被推到编织物9上,并在加热过程中收缩,将其熔化成编织物结构9。电导体3、30在编织物中连续地布线,这意味着例如在连接点33处连接到环电极2的环电极2的导体3(参见图3)也在电击线圈(以线圈形式布置的心动过速电极,其配置用于输送高压能量)下延伸。这可能会在运行时导致短路。

[0070] 根据一实施例,导体3可被中断,例如对于如图3所示的一个网格尺寸,示出了相应的间隙12,使得该导体3在电击线圈下方是电不活跃的,但实际的编织保持连接,并且其机械特性几乎不受影响。

[0071] 优选地,塑料线可以用作绝缘体4、40;这些在与电导体3、30相反的旋转方向(手性)上形成编织物9。在交叉点处,由于线的结构和张力,线非常平。用作绝缘体4、40的塑料线配置成径向弹性的。

[0072] 这具有相当大的优点,即内径和外径可以保持较小,因为只有电导体3、30的横截面(例如电缆的直径,而不是细丝的直径)包括在编织物9的预期壁厚中。

[0073] 本发明简化了可植入电极引线的生产,可以有利地应用于各种类型的电极引线,并且避免了导体的交叉点,这增加了对高压闪络的安全性。此外,可以增加引线的数量。此外,同时,由交叉的电导体和电绝缘体形成的编织物允许以有利的方式传递扭矩。

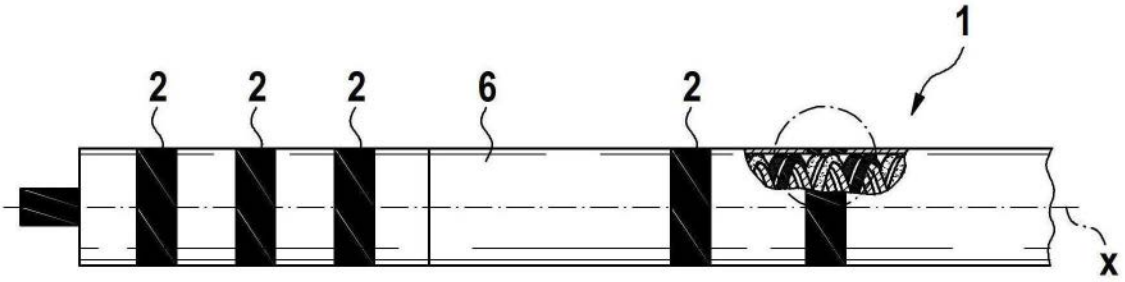


图1

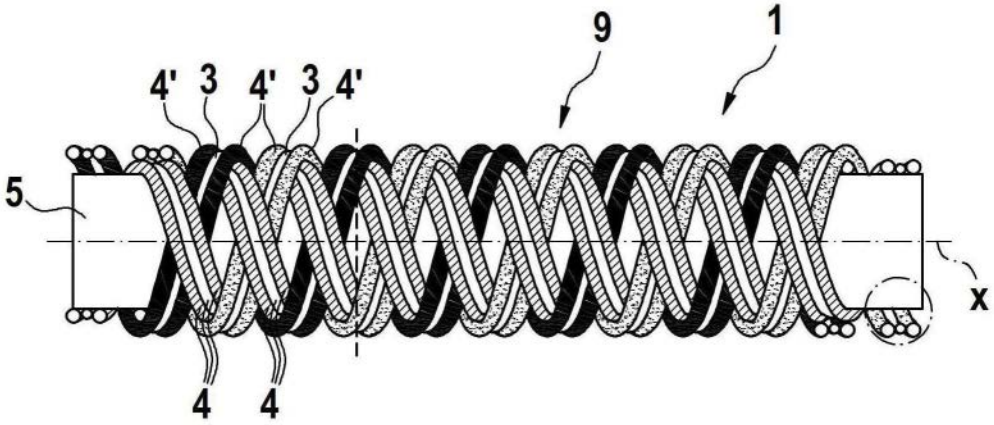


图2

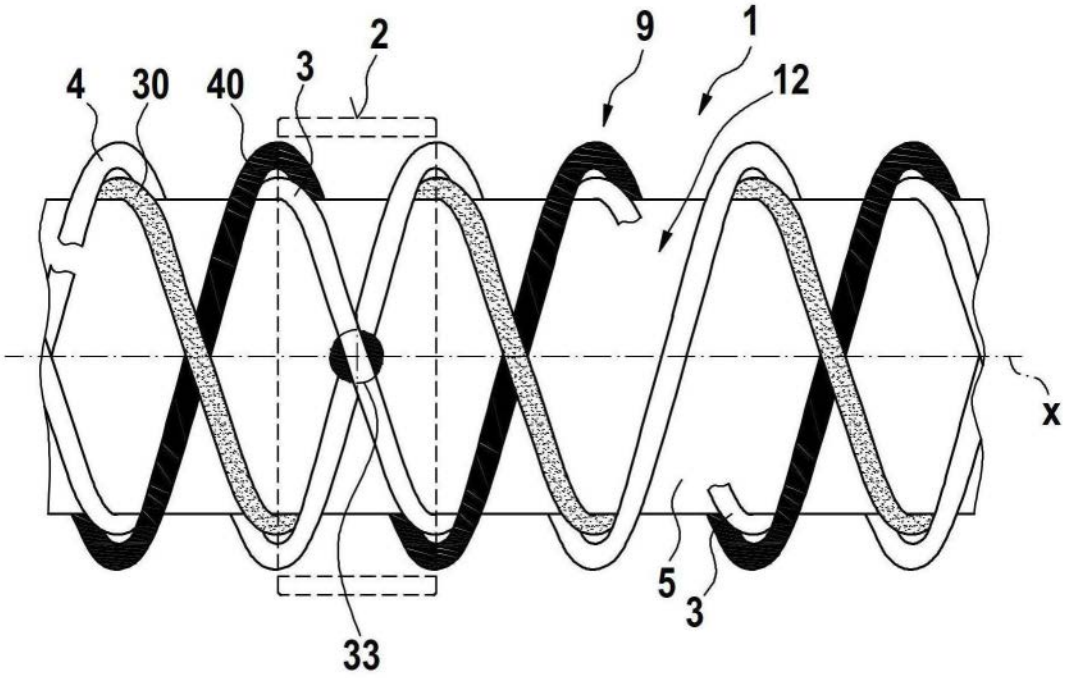


图3

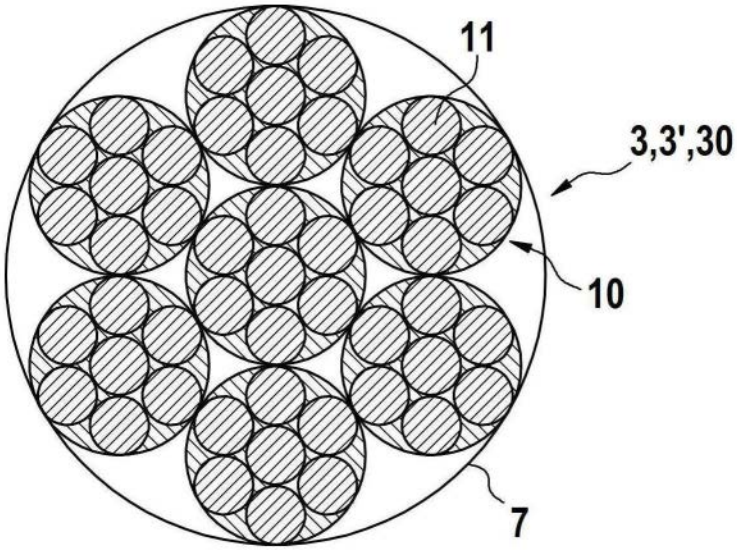


图4

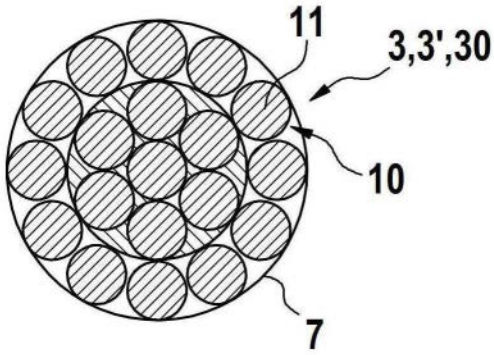


图5

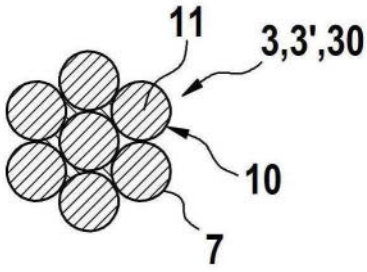


图6