



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110381827 A

(43)申请公布日 2019.10.25

(21)申请号 201880016115.6

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司  
72002

(22)申请日 2018.03.08

代理人 蔡洪贵

(30)优先权数据

17159884.0 2017.03.08 EP

(51)Int.Cl.

A61B 5/0428(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.09.05

H01B 11/00(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/055702 2018.03.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/162616 EN 2018.09.13

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 F·韦尔巴凯尔 N·兰贝特

J·A·H·M·卡尔曼

P·H·武尔莱 M·A·德桑贝尔

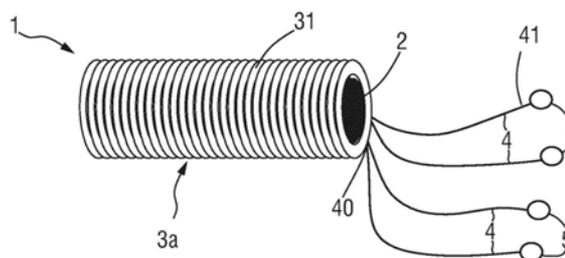
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

用于与ECG监测器连接的ECG电缆

(57)摘要

本发明涉及一种用于与ECG监测器连接的ECG电缆。为了实现ECG电缆的小型化和省略常规使用的干线电缆和干线电缆连接器,ECG电缆包括:芯体(2);电阻丝电缆(3a-3b),其包括卷绕在芯体周围并且相对于彼此绝缘的多个电阻丝(31-37);以及两个或更多个柔性的导联线(4),每个导联线在其一端(40)连接到相应的电阻丝,并且在其另一端(41)连接到电极(5)。



1. 一种用于与ECG监测器连接的ECG电缆,所述ECG电缆包括:
  - 芯体 (2)
  - 电阻丝电缆 (3a-3h),所述电阻丝电缆包括卷绕在所述芯体周围并且相对于彼此绝缘的多个电阻丝 (31-37),以及
  - 两个或更多个柔性的导联线 (4),每个导联线在其一端 (40) 连接到相应的电阻丝,并且在其另一端 (41) 连接到电极 (5)。
2. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝电缆 (3a-3h) 围绕所述芯体的至少一部分螺旋卷绕。
3. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝电缆 (3a-3h) 基本上由FeCrAl合金制成。
4. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝 (31-37) 的直径在50至500 $\mu\text{m}$ 范围内,尤其在100至200 $\mu\text{m}$ 的范围内。
5. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝 (32) 包括一束多个电阻丝 (320)。
6. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝电缆 (3b) 包括用于传导相反的电流的双丝卷绕的两个电阻丝 (33,34)。
7. 根据权利要求1所述的ECG电缆  
其特征在于,所述电阻丝电缆 (3c) 包括以相反的方向卷绕在所述芯体周围的平行的电阻丝 (35,36)。
8. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝电缆 (3d) 包括由非绝缘的电阻丝 (37) 构成的编织屏蔽件。
9. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,两个或更多个电阻丝电缆 (3f, 3g) 平行地卷绕在所述芯体周围。
10. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述芯体 (2a, 2b) 由塑料、铁氧体或具有高磁导率的材料制成,尤其是具有高于10,优选高于100的磁导率的材料。
11. 根据权利要求2所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝电缆 (3h) 的绕组的节距在所述电阻丝电缆的长度上变化。
12. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,每个电阻丝都具有至少500 $\Omega$ ,尤其是至少1k $\Omega$ 的电阻。
13. 根据权利要求1所述的ECG电缆,  
其特征在于,所述电阻丝 (31-37) 由电阻率至少为0.135 $\mu\Omega\cdot\text{m}$ ,尤其是在1.35~1.45 $\mu\Omega\cdot\text{m}$ 的范围内的材料制成。

## 用于与ECG监测器连接的ECG电缆

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于与ECG监测器连接的ECG电缆。

### 背景技术

[0002] 在医疗保健和/或生活方式方面,可穿戴装置是一个很强的趋势。这与走动监测(ambulatory monitoring)的易用性、患者舒适度、工作流程管理等需求的增加尤其相关。这种可穿戴装置的关键特性和要求之一是其具体的形状因数,这一点对于ECG而言最难满足。例如,多达10个电极和电线(通常被称为“导联”或“导联线”)可用于在监测器上生成所谓的12导联ECG表达。

[0003] 干线电缆用作包括3、4、5或6个电极的导联组与ECG监测器之间的接口。为了保护监测设备,并确保在除颤脉冲的情况下最少90%的能量被引导至患者(如重置心脏所需要的),每根电线都需要具有高能吸收能力的串联保护电阻器。所述电阻器(通常,针对呼吸为1k0hm,并且针对ECG相关的导联线为3.3k0hm)位于干线电缆连接器中,并且每个电阻器最少能够吸收约15J(对于1k0hm而言),这需要较笨重的干线电缆连接器。

[0004] 标准的ICU ECG患者导联组应具有低电感,以允许在48kHz下的生物阻抗呼吸测量。

[0005] 对于手术室(OR)中的应用,专用OR ECG患者导联线组包括附加的串联的6.8mH电感器和低功率9k0hm电阻器,以抑制来自烧灼装置和电刀的使用的RF信号。由于高(10k0hm)电阻,生物阻抗式(呼吸)测量是不可能的,这对于OR应用是可接受的,因为通气信号和二氧化碳图(capnography)信号可用作替代信号。当ECG监测器检测到10k0hm(9+1k0hm)的串联电阻时,生物阻抗被自动停用。

[0006] 用于与ECG监测器连接的常规ECG电缆例如在CN 203953644U和CN 201918188U中所公开。

[0007] 当前发展的目标在于小尺寸可穿戴测量模块(如本文中理解的ECG监测器的一个实施方式)、非电流(感应)供电以及无线电通信的组合,以实现先进且高品质的可穿戴患者监测。然而,当前ECG干线电缆连接器的尺寸(例如约8×4×1.8cm)过大,以至于无法与目标小尺寸测量模块兼容。

### 发明内容

[0008] 本发明的目的是提供一种用于与ECG监测器连接的ECG电缆,其与目标小尺寸测量模块更兼容。

[0009] 根据本发明,提出一种用于与ECG监测器连接的ECG电缆,其包括

[0010] -芯体;

[0011] -电阻丝电缆,其包括围绕芯体并且相对于彼此绝缘的多个电阻丝;以及

[0012] -两个或更多个柔性导联线,每个柔性导联线在其一端连接到相应的电阻丝,并且在另一端连接到电极。

[0013] 本发明的优选实施方式在从属权利要求中限定。

[0014] 本发明基于这样的思想：由新的电缆取代常规使用的干线电缆和常规使用的笨重的干线电缆连接器，新的电缆包括（细的）干线电缆（由芯体和电阻丝电缆形成）和连接到电极的（至少部分地）柔性的导联线。具体提出了，基于绕线技术、优选使用电阻丝和可选的高磁导率（例如铁氧体）材料来创建一种小型ECG电缆组，其在导联组和/或干线电缆中具有分布阻抗（电阻器，电感器）。这允许消除对单独的大型干线电缆连接器（目前是电阻器的常见保持器）的需要，从而大大减小了电缆组的尺寸。由此，工作流程和患者友好性大幅度改善。宽范围的电线直径和绕组几何形状能够实现低电感电缆和高电感电缆两者。

[0015] 因此，根据本发明，使用多电阻丝电缆来形成线绕电阻器。由于使用多个电阻丝（有时也被称为“芯线”；通常被称为“电阻丝”），因此这种电阻丝电缆也可以被称为多芯电缆。在本文中，导联线与相应的电阻丝连接意味着导联线直接连接到相应的电阻丝或经由连接器连接。

[0016] 在一个优选实施方式中，电阻丝电缆围绕芯体的至少一部分螺旋卷绕。这使得能够以简单的方式设计电阻丝电缆的期望电阻率。

[0017] 作为有利的材料，电阻丝电缆的电阻丝基本上由FeCrAl合金制成，诸如以商标Kanthal分销的材料，其允许实现所需的电阻率。

[0018] 在一个优选实施方案中，电阻丝具有在50~500 $\mu\text{m}$ 的范围内，尤其在100~200 $\mu\text{m}$ 的范围内的直径，这确保了期望的小型化的柔性。

[0019] 存在用于实现电阻丝的各种实施方式。在一个优选实施方式中，电阻丝包括一束多个电线。这增加了的柔性并降低了重复应力失效的可能。

[0020] 在一个实施方式中，电阻丝电缆可以包括用于传导相反的电流的双线卷绕的两个电线。这提供了降低的自感。

[0021] 在又一实施方案中，电阻丝或电缆可以包括围绕芯体沿相反的方向卷绕的平行的电阻丝，这也实现了期望的柔性和小型化。

[0022] 电阻丝电缆还可以包括由非绝缘的电线构成的编织屏蔽件。这也将大大减少自感。

[0023] 根据另一实施方式，电阻丝电缆包括多个电阻丝，每个电阻丝都连接到导联线，其中，所述多个电阻丝平行地卷绕在芯体周围。优点是，可以在同一个电线中提供两个或更多个电阻器，长度仅少量增加。

[0024] ECG的芯体可以由塑料、铁氧体或具有高磁导率的材料制成，尤其是具有高于10，优选高于100的相对磁导率的材料。如果期望，这进一步增加了电感率。

[0025] 在另一个实施方式中，电阻丝电缆的绕组的节距随着电阻丝的长度而变化。以这种方式，可以创建具有较高和较低电阻的区域，并且可以容易地获得不同长度的电缆。

[0026] 优选地，每个电阻丝具有至少500  $\Omega$ ，尤其是至少1k  $\Omega$  的电阻。相应地选择直径、长度和材料以达到期望的电阻值。

[0027] 在一个实施方式中，电阻丝由电阻率至少为0.135 $\mu\Omega\cdot\text{m}$ ，尤其在1.35~1.45 $\mu\Omega\cdot\text{m}$ 的范围内的材料制成。

## 附图说明

[0028] 参考下文中描述的(多个)实施方式,本发明的这些和其它方面将变得明显并得到阐明。在以下的附图中:

[0029] 图1示出了根据本发明的ECG电缆的总体布局的示意图,

[0030] 图2示出了根据本发明的具有多个平行电线的ECG电缆的一个实施方式的示意图,

[0031] 图3示出了根据本发明在具有平行地螺旋卷绕的电线的ECG电缆的一个实施方式的示意图,

[0032] 图4示出了根据本发明的具有以反向平行的方向(antiparallel direction)螺旋卷绕的电线的ECG电缆的一个实施方式的示意图,

[0033] 图5示出了根据本发明的具有编织的电线的ECG电缆的一个实施方式的示意图,

[0034] 图6A和图6B示出了根据本发明的具有以不同节距螺旋卷绕的电线的ECG电缆的两个实施方式的示意图,

[0035] 图7A和7B示出了根据本发明的具有不同芯体的ECG电缆的两个实施方式的示意图,并且

[0036] 图8示出了根据本发明的具有可变节距的螺旋卷绕的电线的ECG电缆的一个实施方式的示意图。

## 具体实施方式

[0037] 图1示出了根据本发明的ECG电缆1的总体布局的示意图。它包括芯体2、电阻丝电缆3a以及两个或更多个柔性的导联线4,电阻丝电缆3a围绕芯体卷绕(例如呈螺旋形)并且由电阻丝31形成,每个柔性导联线4在其一端40连接到相应的电阻丝31,并在其另一端41连接到电极5。存在设置电阻丝电缆以及由电阻丝形成电阻丝电缆的各种实施方式,如下面将要示出并解释的那样。

[0038] 有许多潜在有用的金属材料可以满足所提出的解决方案的全部或部分要求,诸如对电阻值、电阻的温度系数(TCR)、机械性能等的要求。优选材料是FeCrAl。用于宽范围的电阻和高温应用中的铁铬铝(FeCrAl)合金家族可以例如是商标名Kanthal旗下的产品。Kanthal FeCrAl合金主要包括铁、铬(20-30%)和铝(4-7.5%),例如Kanthal A-1、Kanthal D、Kanthal AF,其具有 $1.35-1.45\mu\Omega\cdot m$ 的电阻率。例如,这种材料允许通过将这种电线卷绕在塑料芯体周围来设计具有 $1k\Omega$ 的期望电阻的电阻器。然而,一些其它稳定的电阻金属合金具有类似或更低的电阻率,其可以被替代地应用。

[0039] 作为建议的说明,当温度增加50K(由于除颤脉冲的能量),需要大约13m长的0.16mm直径的电阻丝来达到 $1k\Omega$ 。将13m长的电阻丝嵌入设想到的0.5m长的导联线中需要0.25mm的螺旋节距。如果允许4倍的温度增加(200K),则在使用0.11mm直径的电阻丝的情况下,ECG电线长度可以减少到6.5m。对于 $3.3k\Omega$ 的电阻,在相同的长度下,直径可以以 $\sqrt{3.3}=1.8$ 的因数减小(这是因为,在更高的电阻下,除颤脉冲所导致的被吸收的能量减少,所以电线的热质量也允许更低)。这将允许使用非卷绕的解决方案或宽松得多的绕线技术。

[0040] 计算值在下表中示出(针对以下假设:存在用于除颤的40J的电阻热脉冲;通常,除颤脉冲大约为360J,但在 $1k\Omega$ 的导联线中,仅有大约40J):

		温度增加		
		50 K	200 K	
	最小电线体积	cm <sup>3</sup>	0.245	0.061
	最小电线长度	m	13.0	6.5
	最小电线直径	mm	0.155	0.110
[0041]	螺旋卷绕直径	mm	1.845	1.890
	螺旋内直径	mm	1.690	1.781
	匝数		2242	1094
	螺旋节距	mm	0.223	0.457
	最大电线绝缘厚度	mm	0.034	0.174
	自感	μH	33.8	8.4
	载波频率下的电抗	Ohm	10.2	2.5

[0042] 呼吸测量需要低电感导联线。卷绕成0.5m长的螺旋体的13m长的电阻丝的自感是32μH。在许多ECG应用中,通过使用载波频率通常为48kHz的生物阻抗来测量呼吸。螺旋体在48kHz下的电抗大约为100hm,而对于6.5m长的电线大约为2.50hm。

[0043] ECG电缆可以通过将电阻丝电缆卷绕在金属棒上,随后移除该棒并在螺旋体的外侧施加绝缘物来制成。最后,可以使用具有很高柔性的硅橡胶来填充螺旋体的内部。在一种可行并且建议的未来的卷对卷(reel-to-reel)生产方法中,螺旋体可以是围绕芯体连续卷绕的,并且通过挤压工艺使用绝缘物立即覆盖螺旋体。

[0044] 存在许多用于实现所提出的想法的实施方式,其将在下文中进一步阐明。

[0045] 图2示出了根据本发明的具有多个平行电线320的电阻丝32的一个实施方式的示意图。该图没有示出导联线。类似于图1中示出的单根电阻丝31的电线可以由包括多个细电线320的电线32代替。这将增加柔性并降低重复应力失效的可能。电阻丝32的总体积应保持恒定,以确保热能仍然可以被吸收。电线32的总直径将由于细电线320之间的小空气间隙而稍微增加。直径为150μm的单根电线因此可以例如由36根直径为25μm的电线或9根直径为50μm的电线替代。

[0046] 图3示出根据本发明的ECG电缆的一个实施方式的示意图,其具有形成电阻丝电缆3b的螺旋卷绕的电线33、34。该图没有示出导联线。生物阻抗测量(例如,用于呼吸测量)需要低自感导联组,这需要杂散磁场尽可能减少。这可以通过双线卷绕的(电阻丝)电线33、34实现,其中相反的电流在相邻的电线33、34中流动。在这种情况下,可以使用额外的(普通)电线,在这种绕组中,在相同的位置开始和结束。或者,可以将普通绕组添加到导联线的相反侧上的端部。

[0047] 图4中描绘了一种替代的实施方式,其示出了根据本发明的ECG电缆的一个实施方式的示意图,其具有以反向平行的方向螺旋卷绕的电线。这种电阻丝电缆3c使用螺旋卷绕的平行(电阻丝)电线35、36,其具有相反的旋转方向(类似于DNA分子的双螺旋结构)。

[0048] 图5示出了根据本发明的ECG电缆的一个实施方式的示意图,其具有编织的电线。在该实施方式中,电阻丝电缆3d由非绝缘的电线37形成的编织屏蔽件形成。此外,替代直径为150μm的单根电线(例如,具有0.225μm的节距)的是,可以使用同轴编织结构,例如由直径

为50 $\mu$ m的具有相同节距的10根电线组成的同轴编织结构。当结合这种结构使用偶数数量的电线时,单根电线的自感将被抵消,因此自感降低到非常低的水平。这将减少噪音并且使呼吸检测成为可能。在一个实施方式中,编织角应与螺旋卷绕的电线相同,例如图1所示,即在实际中使用的编织角与图5所示的编织角有很大不同。

[0049] 另一个造成干扰并且因此要被解决的影响是摩擦电效应或噪音处理,噪音在电缆撞击机械刚度或在使用过程中被踩到时会与冲击有关的“拍击(slapping)”噪音。这与电容,尤其与绝缘体或介电质变形时发生的电容变化相关。最好的解决办法是,通过使用柔软并且吸收冲击的绝缘体,以及结构非常坚固并且具有充足填充物的护套材料,来确保电缆保持其形状。

[0050] 图6A和图6B示出了根据本发明的ECG电缆的两个实施方式的示意图,图6A具有一个螺旋卷绕的线缆3a,图6B具有由两个螺旋(平行)卷绕的线缆3f、3g构成的线缆布置结构3e。无需具有带有卷绕的线电阻器的单独的5根或10根导联线,卷绕节距可以增加至能够使5根或者甚至10根平行的线电阻器(即线缆)保持在单个芯体上,例如芯体大约2m且直径为2mm(节距为 $5 \times 0.175\text{mm} = \text{大约}0.9\text{mm}$ ),或者对于10根电线来说芯体为5m。如果芯体的直径增加到大约8mm,则对于0.5m的5导联ECG电缆来说,节距可以减小。但是应该注意的是,这些仅是用于示例性实施方案的示例性数字。

[0051] 图7A和7B示出了根据本发明的具有不同芯体的ECG电缆的两个实施方式的示意图。替代将电阻丝卷绕在电磁惰性的(例如,塑料)芯体2a上,如图7A所示,可选的是,可以使用高 $\mu$ (即高磁导率的,例如铁氧体)芯体2b来增加电感,如图7B所示。通过在不同位置处应用低电阻电线绕组,电感可以与电阻物理地分离。这通过省略对单独的6.8mH和9k $\Omega$ 的导联组连接器的需要从而使OR ECG电缆进一步小型化。

[0052] 该电感例如可以通过以下方式实现:在长度为0.5m的螺旋体以及13m的电线中,用 $\mu_r$ (相对磁导率)大约为200的材料替代磁惰性的(例如,塑料)芯体。然而,ECG电缆也可以被重新设计或优化为以较低电阻起作用。通常,总电阻应保持高于例如1k $\Omega$ ,但电线电阻可以改变,并且因此可能需要更大或更小的长度。

[0053] 图8示出了根据本发明的ECG电缆的一个实施方式的示意图,其具有可变节距的螺旋卷绕的线缆3h。通过改变具有较高电阻(以用于保护)的卷绕节距区域,可以在使用相同电阻丝的同时形成较低电阻。以这种方式,可以应用相同的(标准的)电缆技术来创建不同的电缆长度。所述区域可以被可视地指示,并用于将电缆切割成所需的长度。一个额外的优点是,低阻抗区域的长度对总阻抗的影响不大,所以不同的电缆长度是可行的。

[0054] 因此,本发明能够替代常规使用的干线电缆和干线电缆连接器,使得ECG电缆变得更加紧凑、轻便和柔性。

[0055] 虽然本发明已在附图和前面的描述中进行了详细的说明和描述,但这种说明和描述应被认为是说明性或示例性的,而不是限制性的;本发明并不限于所公开的实施方式。所公开实施方式的其它变型可以通过对附图、公开内容和所附权利要求的研究,由实践要求保护的发明的本领域技术人员理解和实施。

[0056] 在权利要求中,词语“包括”不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个元件或其它单元可以实现权利要求中记载的若干项的功能。某些措施被记载在相互不同的从属权利要求中的仅有事实并不表示这些措施的组合不能被有利地使

用。

[0057] 权利要求中的任何附图标记都不应当被解释为对范围的限制。

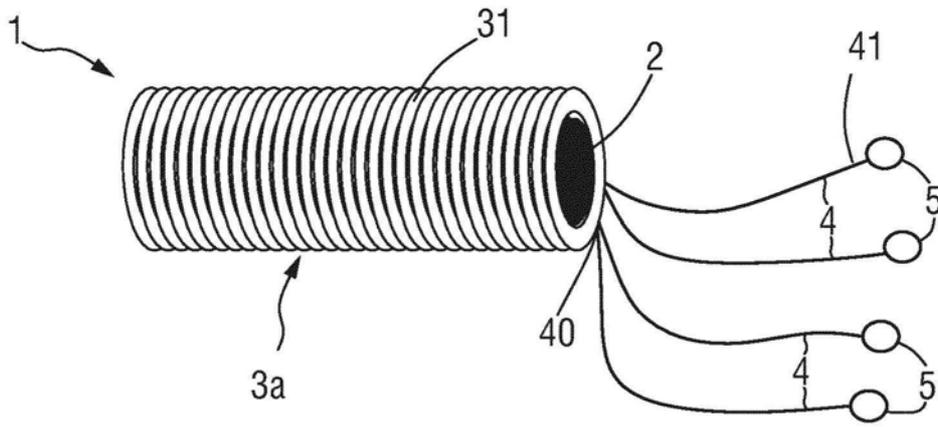


图1

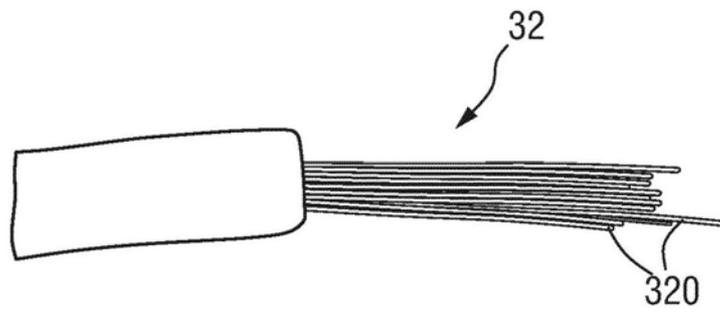


图2

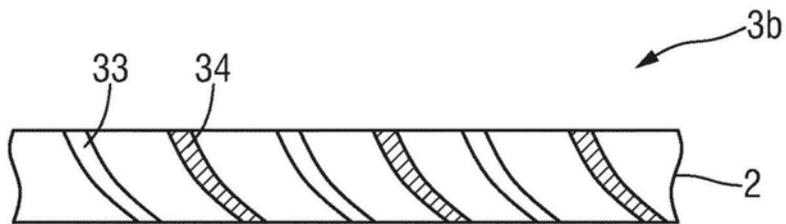


图3

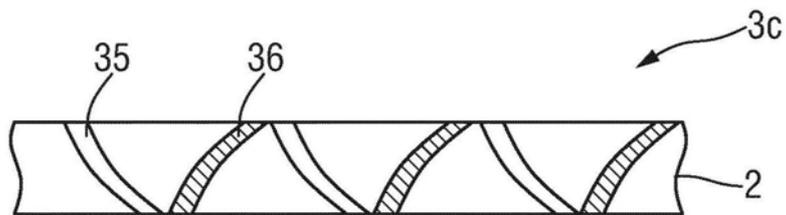


图4

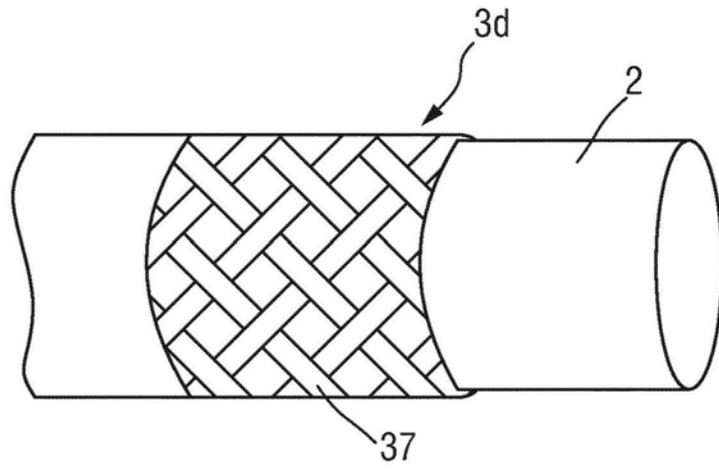


图5

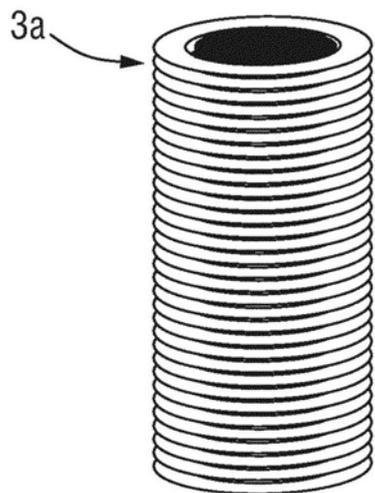


图6A

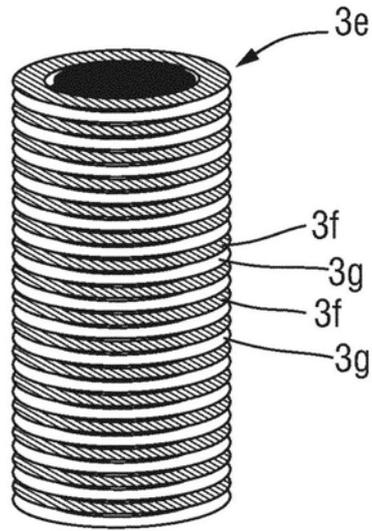


图6B

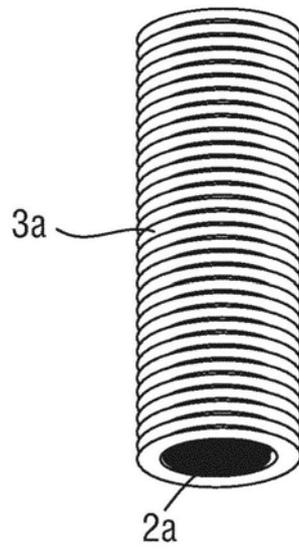


图7A

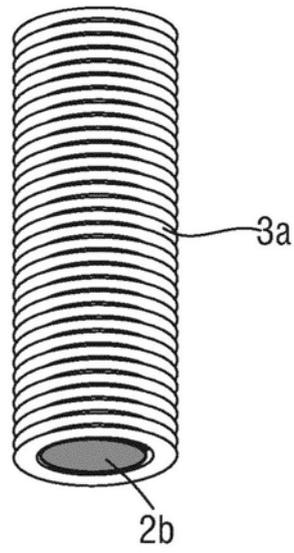


图7B

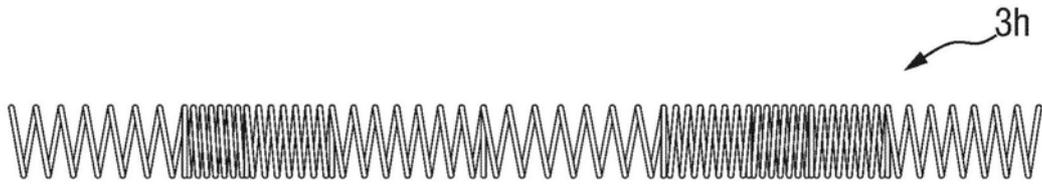


图8