



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107427220 A

(43)申请公布日 2017. 12. 01

(21)申请号 201680013663.4

(22)申请日 2016.03.04

(30)优先权数据

1551896 2015.03.06 FR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/054706 2016.03.04

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/142308 FR 2016.09.15

(71)申请人 比奥塞雷妮蒂公司

地址 法国巴黎

(72)发明人 马里恩·古泰泽 西尔万·佐尔曼

皮埃尔-伊夫·弗鲁安

(74)专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 王小衡 杨生平

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/113(2006.01)

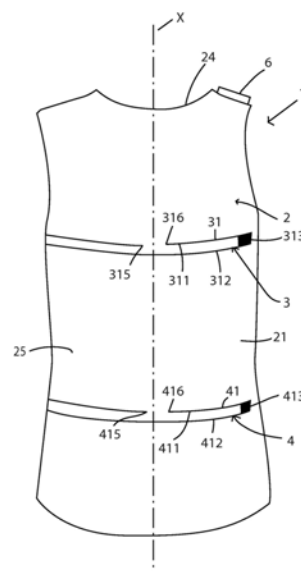
权利要求书1页 说明书6页 附图9页

(54)发明名称

采用用于监视用户生理参数的衣服的形式
的装置

(57)摘要

本发明涉及一种用于监视(1)用户的呼吸的装置,包括:-织物支撑件(2),包括通过对电绝缘膨体底纱针织而形成的管状部(21),所述管状部(21)能够覆盖用户的胸部,-通过对检测纱线(17)针织而形成的至少一个呼吸传感器(3、4),所述检测纱线(17)包括由电绝缘材料制成的内芯和围绕所述内芯的外护套,所述外护套由导电材料制成,其中所述呼吸传感器(3、4)形成具有被定位在与彼此相距一定距离处的第一端部(311、411)和第二端部(312、412)的导电带(31、41),所述端部能够被连接到用于测量导电带(31、41)的电阻的设备。



1. 一种用于监视 (1) 用户的呼吸的装置, 包括:

- 织物支撑件 (2), 包括通过对电绝缘膨体底纱 (16) 针织而形成的管状部 (21), 所述管状部 (21) 能够覆盖所述用户的胸部,

- 通过对检测纱线 (17) 针织而形成的至少一个呼吸传感器 (3、4), 所述检测纱线 (17) 形成多个针脚, 所述检测纱线 (17) 包括由电绝缘材料制成的至少一个内芯 (171) 和围绕所述内芯 (171) 的外护套 (172), 所述外护套 (172) 由导电材料制成以便在所述检测纱线的针脚之间生成电触点,

其中所述呼吸传感器 (3、4) 形成具有被定位在与彼此相距一定距离处的第一端部 (311、411) 和第二端部 (312、412) 的导电带 (31、41), 所述端部能够被连接到用于测量所述导电带 (31、41) 的电阻的设备。

并且所述导电带 (31、41) 相对于所述管状部 (21) 被定位, 使得当所述用户的胸部用所述织物支撑件 (2) 覆盖时, 由于用户的呼吸所述导电带 (31、41) 被交替地拉伸和收缩, 所述导电带 (31、41) 的拉伸和收缩具有改变所述导电带 (31、41) 内的检测纱线 (17) 的针脚之间的电触点的作用, 导致了所述导电带 (31、41) 的电阻的改变。

2. 根据权利要求1所述的装置, 其中所述检测纱线 (17) 包括由聚合材料制成的至少一个芯 (171), 所述聚合材料优选为聚酰胺。

3. 根据权利要求1和2中任一项所述的装置, 其中, 所述检测纱线 (17) 的护套 (172) 通过用由导电材料制成的纱线来缠绕所述内芯而被形成, 所述导电材料优选为银。

4. 根据权利要求1和2中任一项所述的装置, 其中, 所述检测纱线 (17) 的护套 (171) 通过用导电材料制成的层来涂覆所述内芯 (171) 而被形成, 所述导电材料优选为银。

5. 根据权利要求1至4中任一项所述的装置, 其中所述检测纱线 (17) 由多个导电细丝 (175) 组成, 每个导电细丝 (175) 包括涂覆有由导电材料制成的外层 (172) 的芯 (171), 所述导电材料优选为银。

6. 根据权利要求5所述的装置, 其中被涂覆的细丝 (175) 被扭绞在一起。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的装置, 其中所述管状部 (21) 通过对膨体底纱 (16) 和弹性纱针织而被形成。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的装置, 其中所述导电带 (31、41) 围绕所述用户的胸部或胸部的一部分, 优选为在胸骨和/或腹肌的高度处围绕所述用户的胸部或胸部的一部分, 并且在所述用户的腹部上和/或背部上延伸。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的装置, 其中, 所述管状部 (21) 和所述呼吸传感器 (3、4) 在单个操作中通过圆形针织而被形成, 所述底纱 (16) 和所述检测纱线 (17) 交替地被针织。

10. 根据权利要求9所述的装置, 其中, 在针织期间, 当所述底纱 (16) 被针织时, 割断所述检测纱线 (17)。

11. 根据权利要求1至10中任一项所述的装置, 还包括当所述用户被所述织物支撑件 (2) 覆盖时, 被定位在所述导电带 (31、41) 和所述用户的皮肤之间的绝缘层。

12. 根据权利要求1至10中任一项所述的装置, 还包括被附接在所述管状部 (21) 上的护套、以及位于所述护套内部的连接电线, 所述连接电线用于将所述导电带的端部 (315、316、415、416) 连接到用于测量所述电阻的设备。

采用用于监视用户生理参数的衣服的形式装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种作为可由用户穿着的服装物品的用于监视呼吸的装置。

背景技术

[0002] 为了连续地监视用户的生理状况,已知将传感器固定在旨在形成服装物品的织物结构中。这样的传感器例如允许测量表示穿着了服装物品的用户的心脏活动的心电图信号。

[0003] 然而,这样的传感器有时可能证明是笨重的,因此导致用户缺乏舒适感。此外,这些传感器在服装物品上的装配及其电连接可能证明是复杂的。

[0004] 文献EP1506738描述了一种包括织物传感器的弹性服装。传感器在一方面上包括被施加于皮肤上的柔性织物电极,被用于收集由身体生成的电信号以用于精心制作心电图或肌电图,并且在另一方面上包括机械变形传感器,被用于测量的用户的呼吸运动。电极通过对弹性导电纱线进行编织或针织而被形成。机械变形传感器包括非针织弹性导电纱线。弹性导电纱线是通过将不可延伸的导电纱线缠绕在由不导电弹性纱组成的芯上,即将导电纱线螺旋绕在不导电弹性纱上而获得的。当弹性导电丝被拉伸时,纱线伸长并且绕组的相邻匝彼此偏离,导致可测量的电阻变化,这取决于弹性导电纱线的伸长率。

[0005] 文献US 2007/0171024描述了一种服装物品,其中集成了给予监视穿着了服装物品的用户的呼吸的可能性的计测器。服装物品包括由不导电纱线编织的织物基底。该计测器由用不导电纱线支撑的导电纱线形成,并且通过织物基底,在腹部区域处或在用户的胸部处而被编织。导电纱线由用织物纤维或与金属纤维混合的织物纤维扭绞的超细金属纱线组成。用户的呼吸运动导致导电纱线的伸长或收缩。导电纱线的长度的变化导致纱线的电子性能的变化。

[0006] 在这样的服装物品中,导电纱线与测量设备的连接需要首先剥离导电纱线,即去除围绕它的不导电纱线,以便能够在导电纱线和连接电线之间产生电触点。

[0007] 此外,导电纱线与不导电纱线的缠绕增加了导电纱线的总直径,这增加了制造服装物品的成本,并且可能对穿着服装物品的用户产生不适。

发明内容

[0008] 本发明的目的是提出一种用于跟踪用户呼吸的装置,其既改善了舒适度,并且又使制作装置所需的制造步骤最少。

[0009] 该目的在本发明的范围内借助于用于监视用户的呼吸的装置来实现,该装置包括:

[0010] -织物支撑件,包括通过对电绝缘的膨体底纱(majority ground yarn)针织而形成的管状部,所述管状部能够覆盖用户的胸部,

[0011] -至少一个通过对检测纱线针织而被形成的呼吸传感器,所述检测纱线形成多个针脚,所述检测纱线包括电绝缘材料中的至少一个内芯和围绕所述内芯的外护套,所述外

护套被形成在导电材料中,以便在检测纱线的针脚之间生成电触点。

[0012] 呼吸传感器形成具有被定位在彼此相距一定距离的第一端部和第二端部的导电带,所述端部能够被连接到用于测量导电带的电阻的设备。

[0013] 导电带相对于管状部被定位,使得当用户的胸部被织物支撑件覆盖时,由于用户的呼吸,导电带被交替地拉伸和收缩,导电带被拉伸和收缩具有改变导电带内的检测纱线的针脚之间的电触点的作用,导致导电带的电阻的改变。

[0014] 在这样的装置中,检测纱线不是绝缘的,这允许使用成本更低且更轻便的较小的纱线。此外,将检测纱线连接到测量设备不需要任何预先剥离检测纱线。

[0015] 此外,检测纱线的连续针脚利用自身形成了外护套的多个接触点。主要是在导电带的拉伸和收缩期间这些电触点的改变生成了电阻的改变,而不是实际纱线的拉伸或紧缩。

[0016] 所提出的装置还可以具有以下特征:

[0017] -检测纱线包括由聚合物材料(优选为聚酰胺)制成的至少一个芯,

[0018] -根据第一种可能性,检测纱线的护套通过用由导电材料(优选为银)制成的纱线来缠绕内芯而被形成,

[0019] -根据第二种可能性,检测纱线的护套通过用由导电材料(优选为银)制成的层涂覆内芯而被形成,

[0020] -纱线可以由几个不导电细丝组成,每根细丝被涂覆有由导电材料(优选为银)制成的外层,

[0021] -在这种情况下,被涂覆的细丝可以被扭绞在一起,

[0022] -通过对膨体底纱和弹性纱针织来形成管状部,

[0023] -导电带(优选地在胸骨和/或腹肌的高度处)至少部分地围绕用户的胸部,并且在用户的腹部和/或背部上延伸,

[0024] -导电带可以在用户的腹部和背部上延伸,

[0025] -管状部和呼吸传感器在单个操作中通过圆形针织而被形成,底纱和检测纱线交替地被针织,

[0026] -在针织期间,当对底纱进行针织时切断检测纱线,

[0027] -该装置还包括当用户被织物支撑件覆盖时,被定位在导电带和用户的皮肤之间的绝缘层,

[0028] -该装置还包括被附接在管状部上的护套以及位于护套内部的连接电线,连接电线用于将导电带的端部连接到用于测量电阻的设备。

附图说明

[0029] 其它特征和优点将从以下具体实施方式中进一步变得显而易见,该具体实施方式仅仅是说明性的而非限制性的并且应该参照附图被阅读,其中:

[0030] -图1示意性地示出了根据本发明的可能实施例的用于监视呼吸的装置的前视图,

[0031] -图2示意性地示出了用于监视呼吸的装置的后视图,

[0032] -图3是该装置的详细视图,

[0033] -图4示意性地示出了包括护套和连接电线的装置,

- [0034] -图5A和5B分别是装置的前部和背部的示意性详细视图，
- [0035] -图6和图7示意性地示出了当传感器分别处于静止状态和处于拉伸状态时形成呼吸传感器的针脚，
- [0036] -图8和图9示意性地示出了当导电纱线分别处于静止状态和处于拉伸状态时形成针脚的导电纱线，
- [0037] -图10示意性地示出了用于形成织物支撑件的不导电纱线的结构，
- [0038] -图11示意性地示出了根据第一种可能性的用于形成传感器的导电纱线的结构，
- [0039] -图12示意性地示出了根据第二种可能性的用于形成传感器的导电纱线的结构，
- [0040] -图13示意性地示出了根据第三种可能性的用于形成传感器的导电纱线的结构，
- [0041] -图14是呼吸传感器以及用于测量导电带的电阻的设备的等效电路图，
- [0042] -图15示意性地示出了从呼吸传感器记录的电阻的变化。

具体实施方式

- [0043] 在图1至图4中，所示的用于监视呼吸的装置1包括织物支撑件2和被集成到织物支撑件2中的多个传感器3和4，以便监视用户的呼吸。
- [0044] 织物支撑件2表现为服装物品，诸如T恤，例如能够覆盖用户身体的T恤。
- [0045] 在图1至图4所示的实施例中，传感器包括两个呼吸传感器3和4。
- [0046] 呼吸传感器3和4允许检测穿着服装物品的用户的胸腔和/或下腹的呼吸运动。
- [0047] 织物支撑件2包括能够围绕用户胸部的管状部21。
- [0048] 管状部21具有用于穿过头部的颈部24、能够覆盖用户的腹部的前部25 (在图1中可见) 和能够覆盖用户的背面的一部分的背部26 (在图2中可见)。
- [0049] 管状部21通过电绝缘膨体底纱以及弹性纱的同时针织而被形成。
- [0050] 膨体底纱16在图10中示意性地被示出。膨体底纱16是由诸如聚酰胺线 (PA) 或聚酯线 (PES) 的聚合物材料制成的合成物线。
- [0051] 弹性纱 (未示出) 是由热塑性弹性体制成的纱线或以在Lycra® (由Invista公司销售) 的品牌下所知的聚氨酯衍生物形式的纱线。弹性纱可以被缠绕 (法语“guipé”) 或双重缠绕 (法语“double-guipé”)。
- [0052] 底纱16和弹性纱被针织在一起，使得底纱精确地覆盖弹性纱。
- [0053] 每个呼吸传感器3和4在位于胸骨的顶部和腹部的底部之间的区域中围绕用户的胸部延伸。
- [0054] 每个呼吸传感器3和4通过对导电检测纱线进行针织而被形成。
- [0055] 如图11至图13所示，检测纱线17包括由电绝缘材料制成的至少一个芯171和围绕内芯的外护套172，外护套172由导电材料制成。芯171的电绝缘材料可以是聚合物，诸如聚酰胺。
- [0056] 外部护套172的导电材料可以是金属，优选地生物相容性金属，诸如银。
- [0057] 根据第一种可能性 (图11所示)，检测纱线17的护套172通过用由导电材料制成的纱线173缠绕 (法语“guipage”) 芯171而被形成。换句话说，由导电材料制成的纱线173螺旋绕在内芯171周围。
- [0058] 根据第二种可能性 (图12所示)，检测纱线的护套172通过用由导电材料制成的层

174来涂覆芯171而被形成。涂覆可以通过真空沉积技术被实现;例如通过导电材料的阴极溅射。

[0059] 根据第三种可能性(图13所示),检测纱线17由一束扭绞在一起的导电细丝175组成。每个导电细丝包括由绝缘材料制成的芯171,该绝缘材料被覆盖有由导电材料(优选银)制成的外部层172。

[0060] 如图1至图4中可见,当用户穿着服装物品时,第一呼吸传感器3在胸骨处形成了在用户的胸部周围延伸的第一导电带31。第一导电带31可以包括在用户胸部周围与彼此平行延伸的多个分支。

[0061] 更具体地,在图1至图4中,第一导电带31包括与彼此平行延伸的两个纵向分支311、312。

[0062] 每个纵向分支311、312沿针织方向延伸,即平行于行的方向。

[0063] 此外,每个纵向分支311、312都在服装物品的前部和背部上延伸。

[0064] 第一带31还包括接合部313、314,其沿针织方向横向延伸并且在它们的端部处将纵向分支311、312与彼此电连接。

[0065] 第一分支311在服装物品的前部的中心轴线X(穿过用户的肚脐的虚拟轴线)处被中断。

[0066] 第一带31在中心轴线X的任一侧上形成具有位于彼此相距一定距离处的两个端部315、316的电路。第一带31的端部315和316能够被电连接到用于测量第一导电带31的电阻的设备。

[0067] 每个分支311、312具有包含了1至50行针脚之间的宽度。

[0068] 第二呼吸传感器4在腹肌处形成在用户的胸部周围延伸的第二导电带41。

[0069] 第二导电带41类似于第一导电带31。第二导电带41包括在用户的胸部与彼此平行延伸的两个分支411、412和两个接合部413、414。第一分支411在中心轴线处被中断。第二导电带41因此在轴线X的任一侧上也具有两个端部415和416,其位于与彼此相距一定距离处并且能够被电连接到用于测量第二导电带41的电阻的设备。

[0070] 管状部21和呼吸传感器3和4在单个操作中由圆形针织物形成。导电纱线的插入称为“借助于刺绣”(法语“par le biais de la broderie”)来进行。

[0071] 因此,在针织操作期间交替地针织形成了管状部21的底纱16(具有弹性纱)和形成传感器3和4的检测纱线17。

[0072] 换句话说,在针织操作期间,当检测纱线17被针织时,底纱16停止被针织。此外,当底纱16被针织时,检测纱线17停止被针织。

[0073] 此外,如图5A和5B所示,当底纱16被针织时,检测纱线17被切割。在图5A中,检测纱线17的切割端部176沿着呼吸传感器的接合部313、314的边缘(也沿着接合部413、414的边缘)出现在服装物品的背部上。

[0074] 另一方面,底纱16不被切割,使得底纱的非针织部166在呼吸传感器的接合部313、314后面(也沿着接合部413、414的边缘)出现在服装物品的背部上。

[0075] 此外,用于监视呼吸的装置1包括通过缝纫、焊接或热粘合来压接按钮、孔眼或铆钉类型的的金属部件而被附接在织物支撑件上的一个或几个口袋。这些附加的口袋允许将电子组件(诸如电池或测量设备)插入到服装物品中。为了限制电子组件相对于织物支撑件

的位移,每个口袋的尺寸小于其接收到的组件的尺寸。由于织物支撑件的弹性特性,可以将组件插入到口袋中。

[0076] 特别地,装置1包括口袋6(在图1至图4中可见)和用于测量容纳在口袋6中的电阻61(在图3中可见)的设备。口袋6被定位在织物支撑件2上以便当用户穿着服装物品时位于用户的肩膀上。这个位置给出了当用户躺下时最小化由设备的存在而产生的不舒适的可能性。用于测量电阻61的设备能够测量并记录导电带31和41的电阻变化,以便跟踪用户的呼吸。

[0077] 用于监视呼吸的装置1还包括沿着中心轴线X被附接到管状部21上的中心护套5(在图4中可见)和位于护套5内部的电连接电线51至54,以便将每个传感器连接到测量设备61。中心护套沿服装物品的中心轴线X延伸。中心护套5优选地被附接在装置的背部上。

[0078] 呼吸传感器3和4的连接以如下方式被实现。连接电线51、52、53、54的暴露端部被夹在要连接的端部315、316、415、416和已添加的导电织物部件之间。织物部借助于粘合剂粘合在端部315、316、415、416上而被附接。例如,使用的粘合剂是基于聚己内酯(PCL)的粘合剂。

[0079] 图6和图7分别示意地示出了分别处于静止状态以及处于拉伸状态下形成呼吸传感器3的导电带31的结构。

[0080] 对底纱16针织以便形成多个行。

[0081] 此外,检测纱线17被针织以便形成多个行。

[0082] 用于检测纱线17的针织技术是纬线针织(即,由相同的连续纱线形成的针脚被定位在相同行中),优选地使用毛衫基底。相同的针织技术可以被用于底纱16。

[0083] 每行由多个连续的针脚组成。相同行的针脚形成了在一个方向上和然后在另一个方向上交替地弯曲的环,使得该行的针脚交替地与紧邻的下一行的针脚和紧邻的上行的针脚交错。

[0084] 如图6所示,当导电带31处于静止状态时,相同行的针脚在多个接触点P中与彼此接触。

[0085] 如图7所示,当导电带31在与针织方向(即行的方向)平行的方向Y上拉伸时,检测纱线17的针脚彼此离开,这减少了针脚之间的接触点P的数量。

[0086] 因此,针脚的分离导致导电带31内的接触点P的重新设置,其具有改变导电带31的电阻的作用。

[0087] 更具体地,如图8所示,当导电带31处于静止状态时,电流可以经由沿着虚线中的线的接触点P沿着检测线17流动。

[0088] 另一方面,如图9所示,当导电带31被拉伸时,这些接触点消失,这增加了检测纱线17的有效电阻。

[0089] 因此,通过测量导电带31的电阻的变化,可以检测用户的呼吸运动。

[0090] 相同的原理应用到导电带41。

[0091] 图14是用于测量导电带31的电阻的设备61的电路的框图。

[0092] 设备61包括电压发生器611和第一电阻器612。电压发生器611生成10毫伏数量级的低输入电压U1。

[0093] 在导电带的端子上生成的输出电压U2等于:

[0094] $U_2 = U_1 * R / (R + R_{612})$

[0095] 其中R是导电带31的电阻,R₆₁₂是电阻器612的电阻值,以及U₁是由发生器611生成的输入电压。

[0096] 通过测量导电带31的端部315和316之间的电压,可以从其推断导电带31的电阻R。

[0097] 图15是示出当装置1由正在呼吸的用户穿着时随时间推移而测量出的导电带31的电阻的变化的图。

[0098] 导电带31的电阻直接取决于其延伸。可以对测量出的电阻变化进行处理,以便监视呼吸参数,诸如用户的呼吸频率或呼吸周期的幅度。

[0099] 当用户用织物支撑件2覆盖时,装置1还可以包括被定位在一个或多个导电带31和41和用户的皮肤之间的一个或多个绝缘层(未示出)。可以用可延伸的面料或膜形成一个或多个绝缘层。一个或多个绝缘层给出将用户的皮肤与电流流动的导电带31和41电绝缘的可能性。

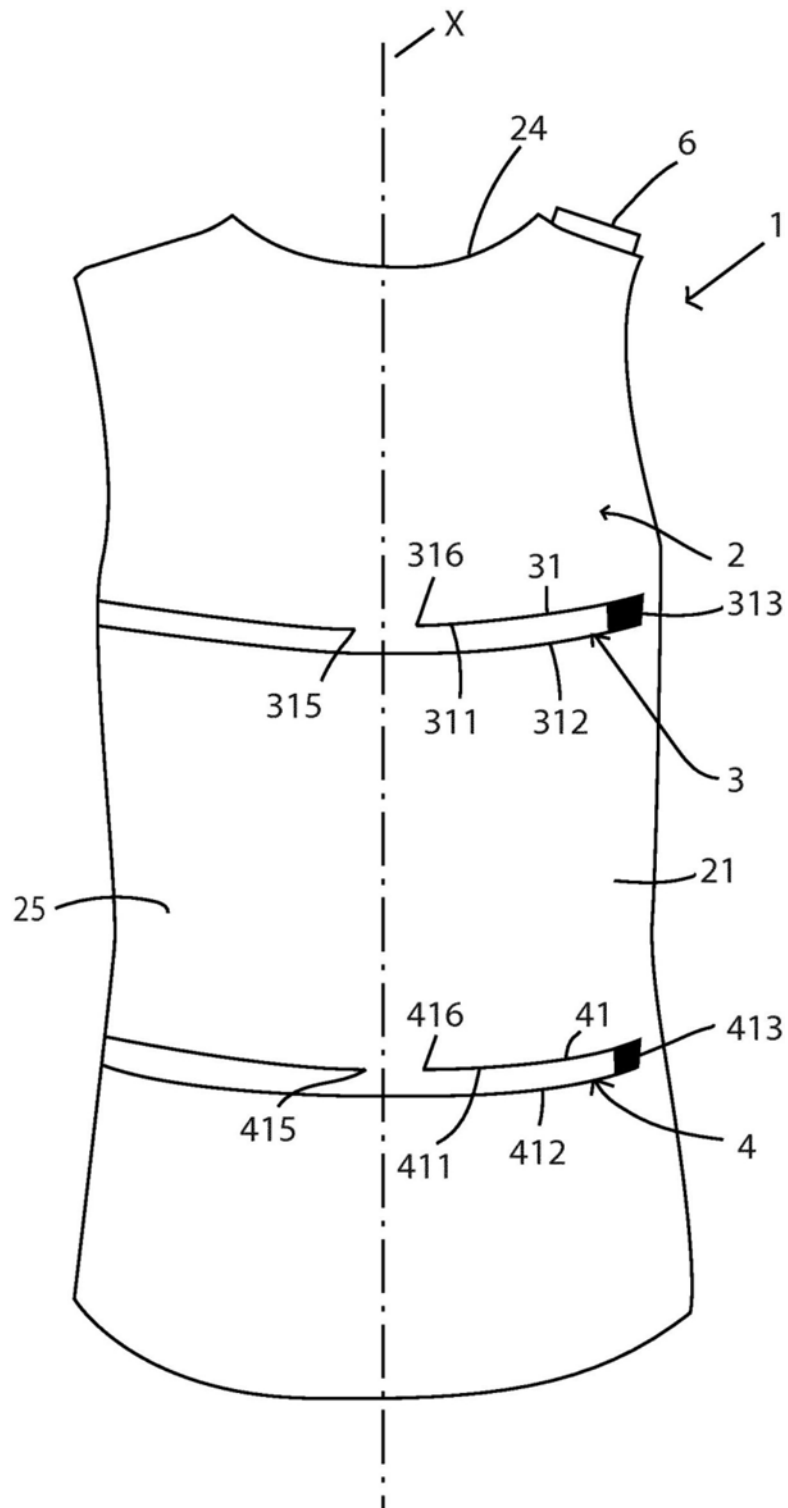


图1

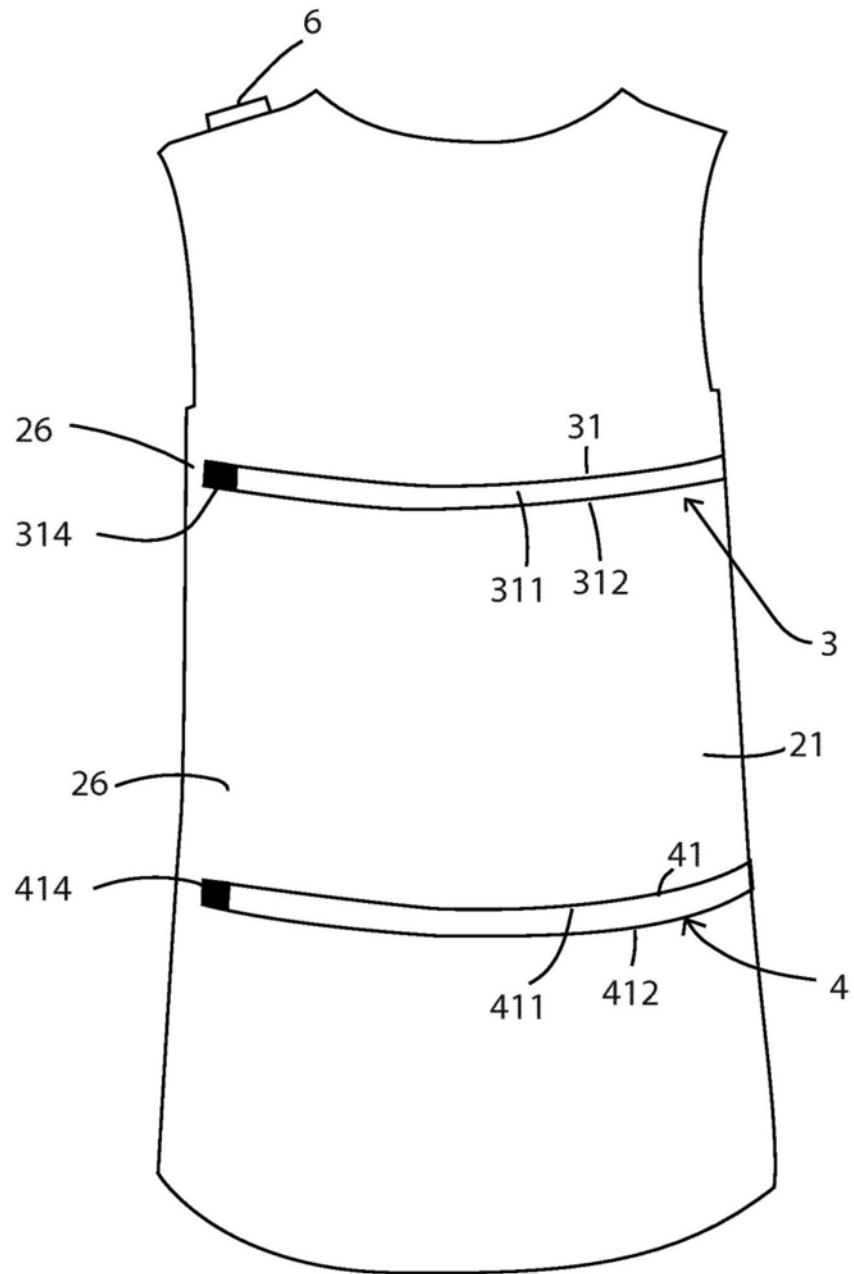


图2

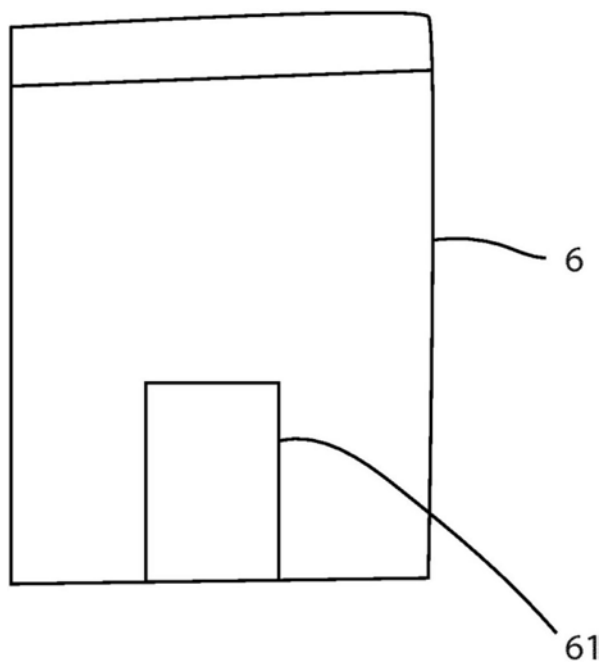


图3

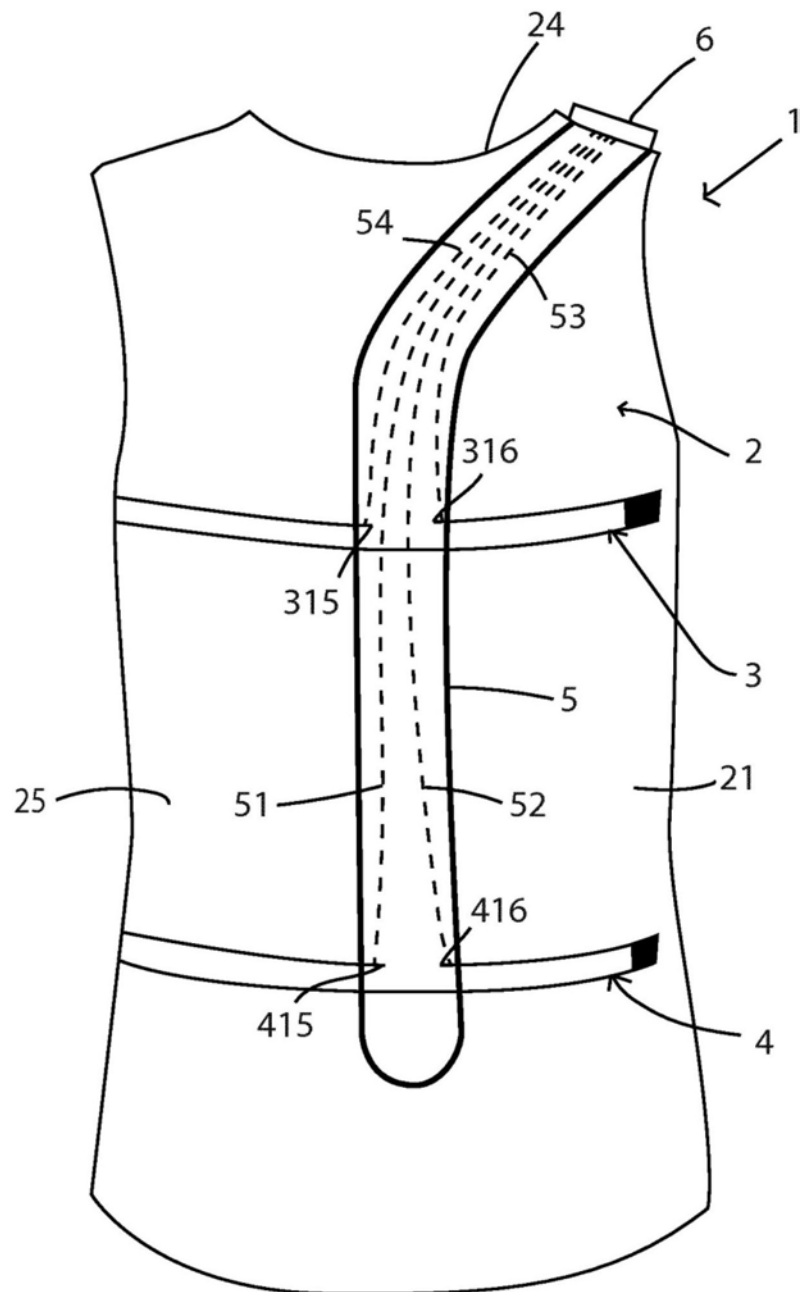


图4

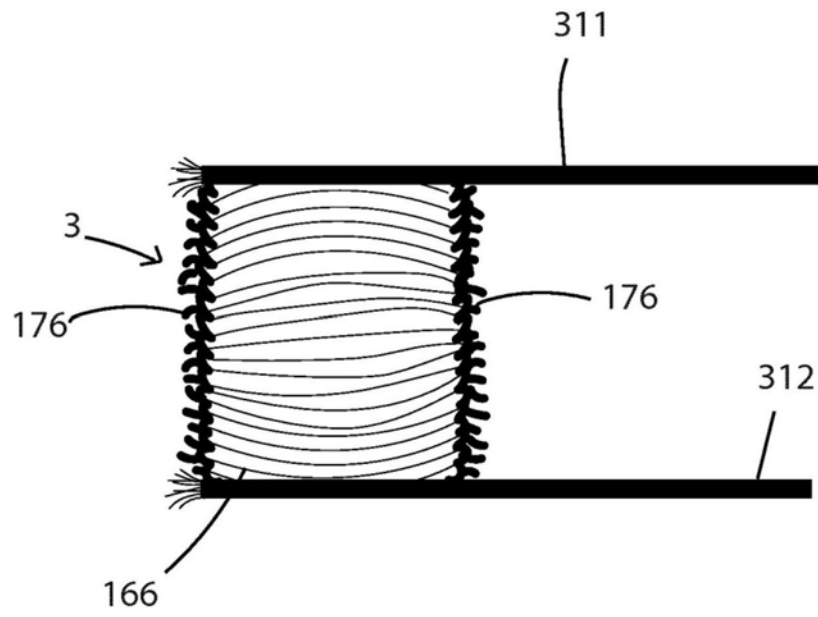


图5A

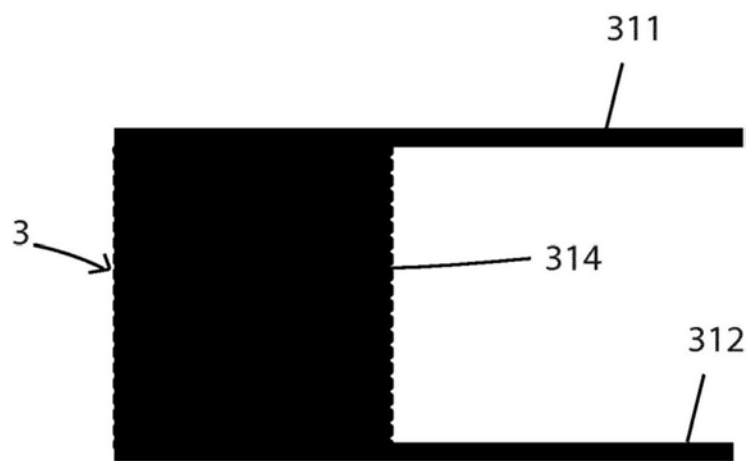


图5B

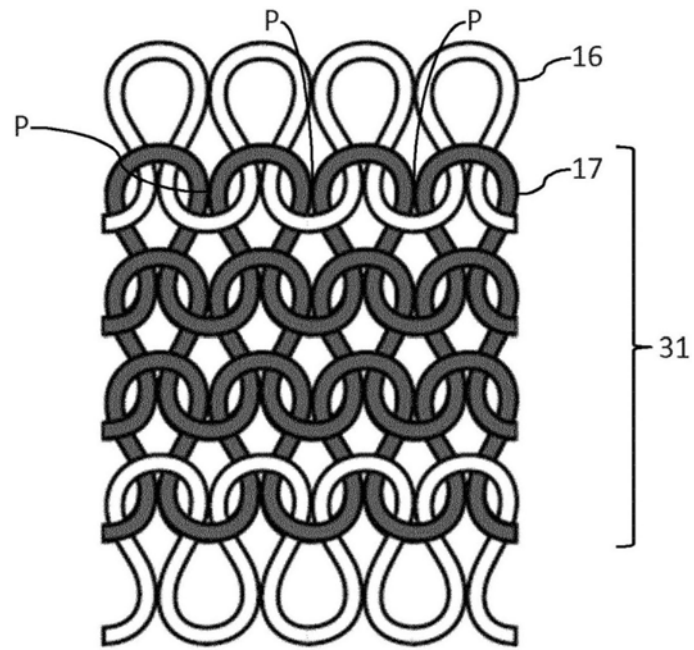


图6

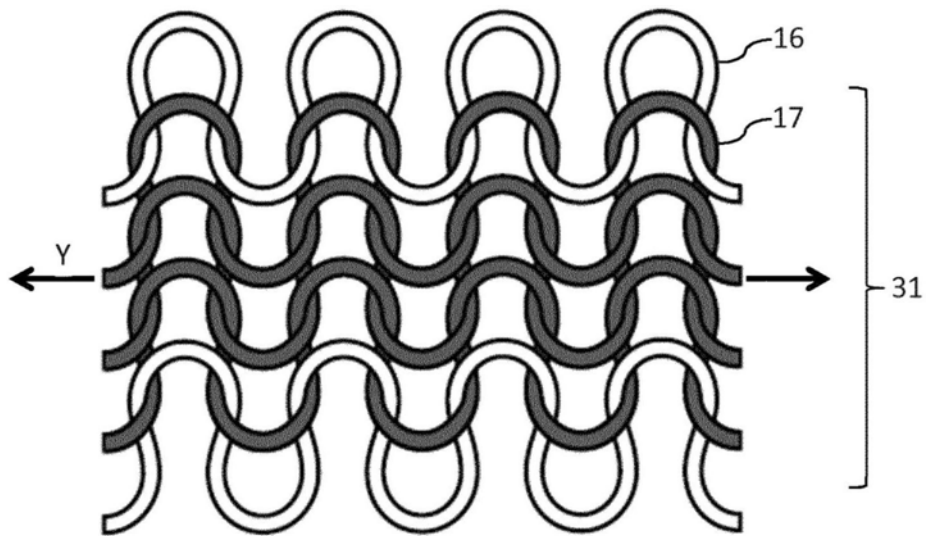


图7

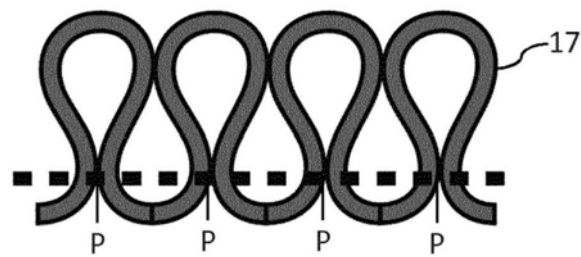


图8

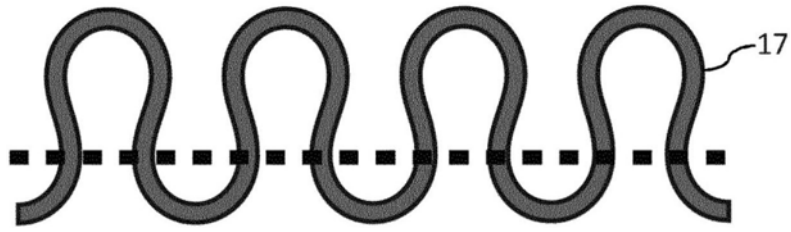


图9

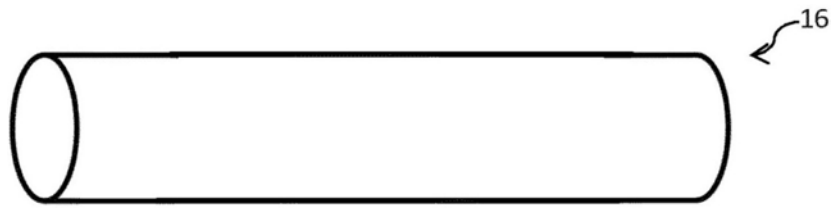


图10

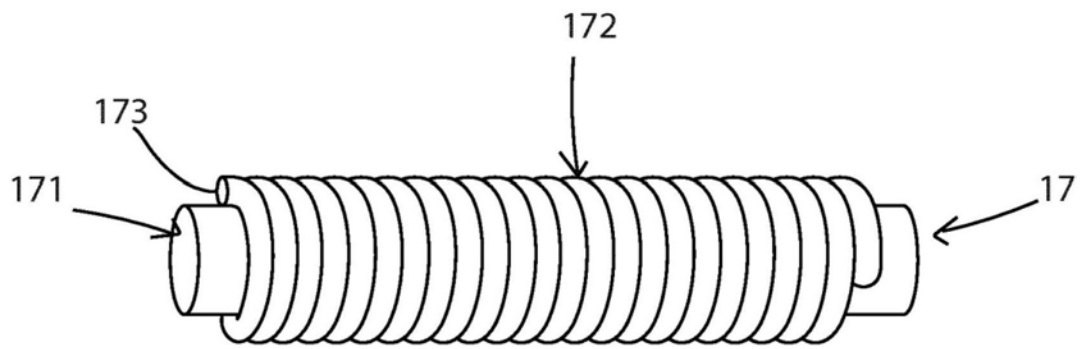


图11

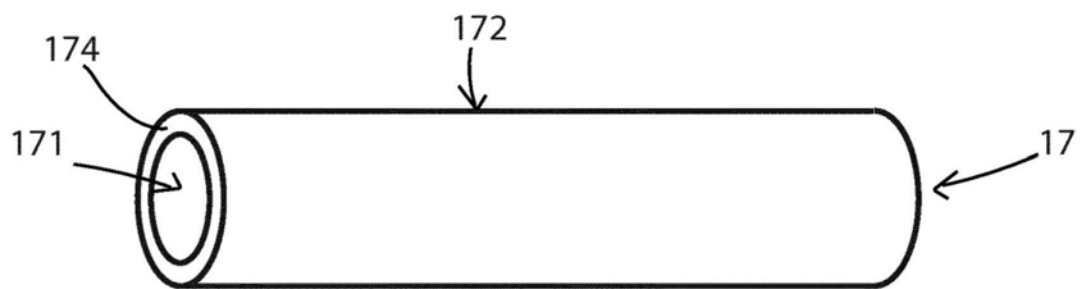


图12

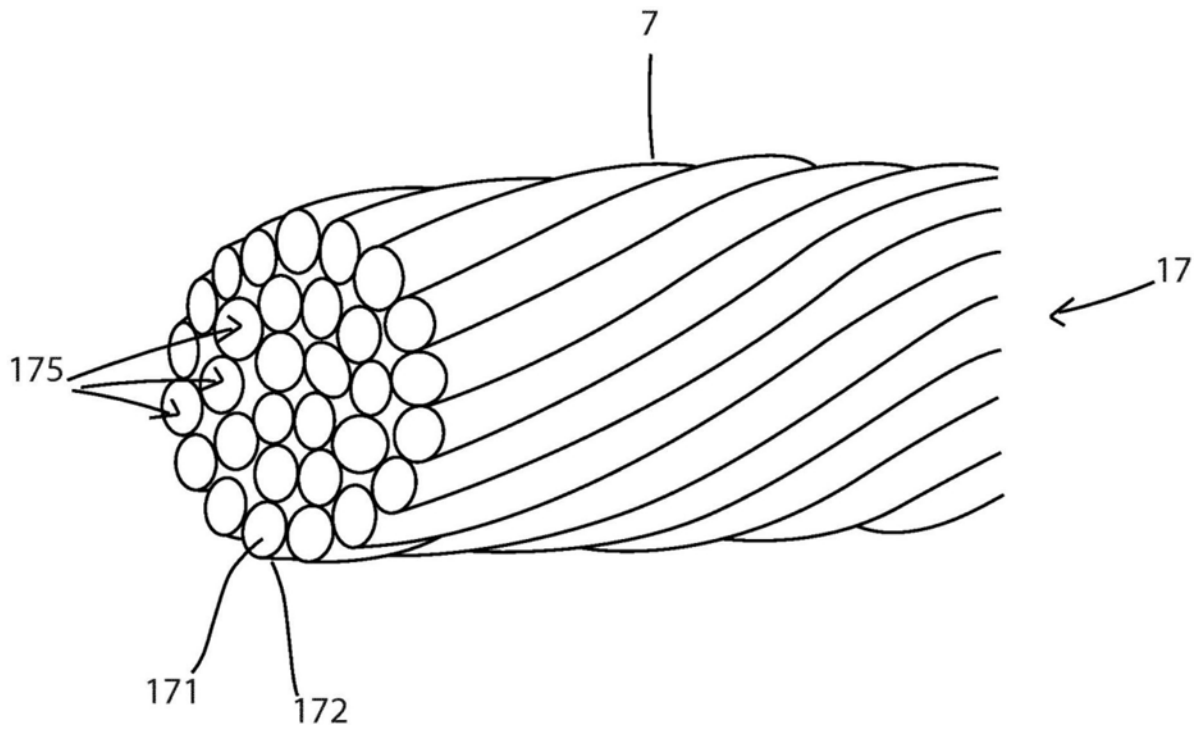


图13

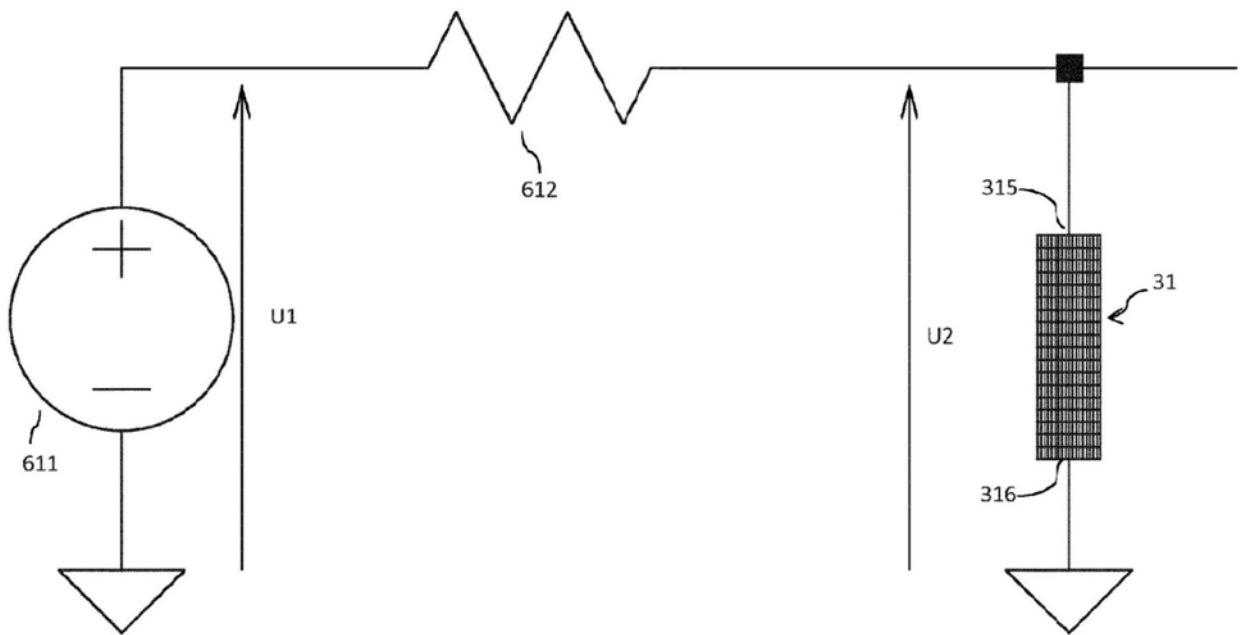


图14

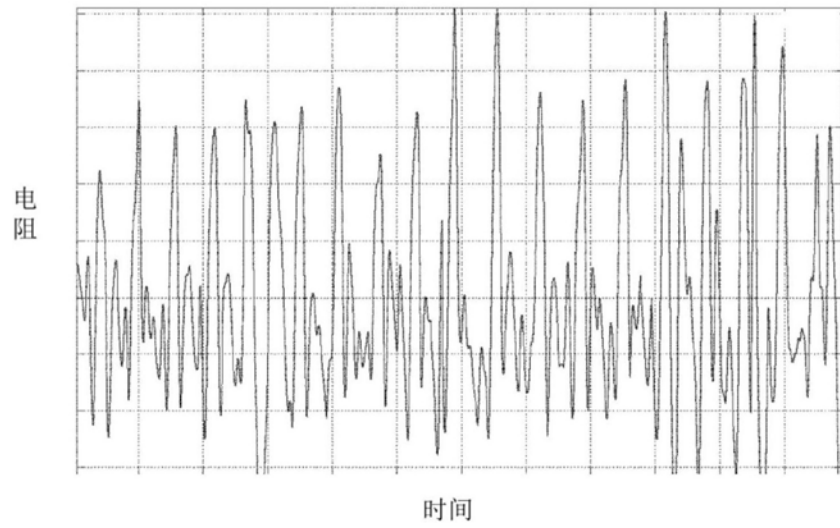


图15

专利名称(译)	采用用于监视用户生理参数的衣服的形式装置		
公开(公告)号	CN107427220A	公开(公告)日	2017-12-01
申请号	CN201680013663.4	申请日	2016-03-04
[标]发明人	马里恩古泰泽 西尔万佐尔曼 皮埃尔伊夫弗鲁安		
发明人	马里恩·古泰泽 西尔万·佐尔曼 皮埃尔·伊夫·弗鲁安		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/113		
CPC分类号	A61B5/1135 A61B5/6805 A61B2562/12 A61B5/0816 D02G3/441 D04B1/12 D04B1/18 D04B1/246 D10B2403/0114 D10B2403/02431 A61B5/082 A61B5/087 A61B5/4866		
代理人(译)	杨生平		
优先权	2015051896 2015-03-06 FR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于监视(1)用户的呼吸的装置，包括：-织物支撑件(2)，包括通过对电绝缘膨体底纱针织而形成的管状部(21)，所述管状部(21)能够覆盖用户的胸部，-通过对检测纱线(17)针织而形成的至少一个呼吸传感器(3、4)，所述检测纱线(17)包括由电绝缘材料制成的内芯和围绕所述内芯的外护套，所述外护套由导电材料制成，其中所述呼吸传感器(3、4)形成具有被定位在与彼此相距一定距离处的第一端部(311、411)和第二端部(312、412)的导电带(31、41)，所述端部能够被连接到用于测量导电带(31、41)的电阻的设备。

