



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109717864 A

(43)申请公布日 2019.05.07

(21)申请号 201910155491.X

(22)申请日 2019.03.01

(71)申请人 联想(北京)有限公司

地址 100085 北京市海淀区上地信息产业  
基地创业路6号

(72)发明人 范小利 马宝宝 杨润 姚映佳

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 孙晓红 李海建

(51)Int.Cl.

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

D06C 7/02(2006.01)

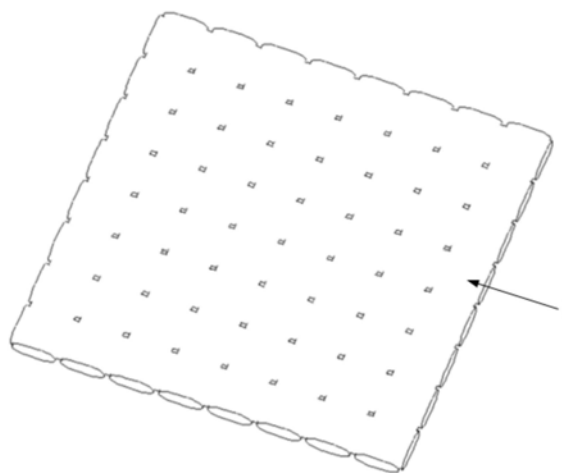
权利要求书1页 说明书5页 附图7页

### (54)发明名称

导电布的制造方法、织物电极和智能心电衣

### (57)摘要

本发明提供了一种导电布的制造方法,首先将纺织的织物在热变形温度热压,使纤维被压扁,并且在交叉搭接处使纤维粘合,从而使压扁后的织物的突出部呈平面;然后在压扁后的织物表面镀导电层。该制造方法制成的导电布,表面为呈平面状的导电层,当应用于织物电极时,在相同压力下,导电布与皮肤接触的有效面积大幅增加,提高了信号采集能力。同时,导电布的交叉搭接处的纤维粘合在一起,这样导电布的导电纤维间不会发生错动,不会引入噪声;而且导电布的孔隙率大幅下降,有利于适度“憋汗”,进一步提高了在干燥皮肤表面的信号采集的能力。本发明还提供了一种织物电极和智能心电衣。



1. 一种导电布的制造方法,包括步骤:

将纺织的织物在热变形温度热压,使纤维被压扁,并且在交叉搭接处使纤维粘合,从而使压扁后的织物的突出部呈平面;

在压扁后的织物表面镀导电层。

2. 一种织物电极,包括导电布和设置在所述导电布非采集面的非导电弹性压层,所述导电布包括具有平面突出部的织物和镀在所述织物表面的导电层。

3. 根据权利要求2所述的织物电极,还包括包围在所述导电布和所述非导电弹性压层四周的非导电布,所述非导电布用于固定在织物带上。

4. 根据权利要求3所述的织物电极,还包括包围在所述非导电布四周的柔性支撑结构。

5. 根据权利要求4所述的织物电极,所述柔性支撑结构为柔性支撑环,所述柔性支撑环包括:

柔性硅橡胶;

韧性骨架,一端与所述柔性硅橡胶固定连接,另一端穿过所述非导电布、用于固定在所述织物带上。

6. 根据权利要求5所述的织物电极,所述韧性骨架包括:

环形板;

均匀设置在所述环形板一个面上的多个中空矩形凸起,所述中空矩形凸起与所述柔性硅橡胶注塑一体成型;

均匀设置在所述环形板另一个面上的多个柱状凸起,所述非导电布设置有供所述柱状凸起穿过的安装孔。

7. 根据权利要求5所述的织物电极,所述柔性硅橡胶靠近所述导电布的采集面的一端设置有多处承压凸起。

8. 根据权利要求2所述的织物电极,所述导电布的一侧设置有传输采集信号的传导插片,所述传导插片与所述导电布的采集面平行,所述传导插片的外侧设置有绝缘保护层。

9. 根据权利要求2-8任一项所述的织物电极,所述非导电弹性压层为弹性海绵。

10. 一种智能心电衣,包括织物带和设置在所述织物带上的织物电极,所述织物电极为如权利要求2-9任一项所述的织物电极。

## 导电布的制造方法、织物电极和智能心电衣

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,更具体地说,涉及一种导电布的制造方法,本发明还涉及一种织物电极和智能心电衣。

### 背景技术

[0002] 现有智能心电衣上的织物电极由导电布和泡棉构成;传统导电布为纤维镀银后再纺织成导电布,纤维间彼此可以错动。因为导电布是三维织造结构,与皮肤接触时,仅一些织造结构的凸起的点状区域与皮肤接触,其它区域实际接触不到皮肤,信号采集能力较低,导致采集的心电信号微弱,甚至没有信号。

[0003] 同时,织物电极要靠心电衣的束缚力才能贴覆在皮肤上,人体运动或压力变化时,导电纤维间彼此可以发生错动,容易因电阻及电容波动而引入噪声。为了避免上述问题,现有技术主要通过增加心电衣的束紧程度,使其织物电极紧紧压住皮肤表面,这样会引起人体的不舒适,严重时会引起局部血栓风险。

### 发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种导电布的制造方法,以提高信号采集能力。

[0005] 本发明的另一目的在于提供一种织物电极和智能心电衣,以提高信号采集能力。

[0006] 为了达到上述目的,本发明提供如下技术方案:

[0007] 一种导电布的制造方法,包括步骤:

[0008] 将纺织的织物在热变形温度热压,使纤维被压扁,并且在交叉搭接处使纤维粘合,从而使压扁后的织物的突出部呈平面;

[0009] 在压扁后的织物表面镀导电层。

[0010] 从上述的技术方案可以看出,本发明提供的导电布的制造方法首先将纺织的织物在热变形温度热压,使纤维被压扁,并且在交叉搭接处使纤维粘合,从而使压扁后的织物的突出部呈平面;然后在压扁后的织物表面镀导电层。

[0011] 该制造方法制成的导电布,表面为呈平面状的导电层,当应用于织物电极时,在相同压力下,导电布与皮肤接触的有效面积大幅增加,提高了信号采集能力。

[0012] 同时,导电布的交叉搭接处的纤维粘合在一起,这样导电布的导电纤维间不会发生错动,不会引入噪声;而且导电布的孔隙率大幅下降,有利于适度“憋汗”,进一步提高了在干燥皮肤表面的信号采集的能力。

[0013] 此外,由于本发明制造的导电布的平面导电层面积恒定,不会随着导电布与皮肤的接触距离发生改变,所以导电布采集的信号受心电衣的束缚压力变化(如人体活动、呼吸时的压力变化)的影响较小,避免采集到的心电信号产生较大“噪声”、“杂波”。

[0014] 本发明还提供了一种织物电极,包括导电布和设置在所述导电布非采集面的非导电弹性压层,所述导电布包括具有平面突出部的织物和镀在所述织物表面的导电层。

[0015] 优选的,上述织物电极中,还包括包围在所述导电布和所述非导电弹性压层四周

的非导电布,所述非导电布用于固定在织物带上。

[0016] 优选的,上述织物电极中,还包括包围在所述非导电布四周的柔性支撑结构。

[0017] 优选的,上述织物电极中,所述柔性支撑结构为柔性支撑环,所述柔性支撑环包括:

[0018] 柔性硅橡胶;

[0019] 韧性骨架,一端与所述柔性硅橡胶固定连接,另一端穿过所述非导电布、用于固定在所述织物带上。

[0020] 优选的,上述织物电极中,所述韧性骨架包括:

[0021] 环形板;

[0022] 均匀设置在所述环形板一个面上的多个中空矩形凸起,所述中空矩形凸起与所述柔性硅橡胶注塑一体成型;

[0023] 均匀设置在所述环形板另一个面上的多个柱状凸起,所述非导电布设置有供所述柱状凸起穿过的安装孔。

[0024] 优选的,上述织物电极中,所述柔性硅橡胶靠近所述导电布的采集面的一端设置有多处承压凸起。

[0025] 优选的,上述织物电极中,所述导电布的一侧设置有传输采集信号的传导插片,所述传导插片与所述导电布的采集面平行,所述传导插片的外侧设置有绝缘保护层。

[0026] 优选的,上述织物电极中,所述非导电弹性压层为弹性海绵。

[0027] 从上述的技术方案可以看出,本发明提供的织物电极包括导电布和设置在导电布非采集面的非导电弹性压层,导电布包括具有平面突出部的织物和镀在织物表面的导电层。

[0028] 本发明提供的织物电极的导电布,表面为呈平面状的导电层,在相同压力下,导电布与皮肤接触的有效面积大幅增加,提高了信号采集能力。

[0029] 同时,导电布的交叉搭接处的纤维粘合在一起,这样导电布的导电纤维间不会发生错动,不会引入噪声;而且导电布的孔隙率大幅下降,有利于适度“憋汗”,进一步提高了在干燥皮肤表面的信号采集的能力。

[0030] 此外,由于本发明的导电布的平面导电层面积恒定,不会随着导电布与皮肤的接触距离发生改变,所以导电布采集的信号受心电衣的束缚压力变化(如人体活动、呼吸时的压力变化)的影响较小,避免采集到的心电信号产生较大“噪声”、“杂波”。

[0031] 本发明还提供了一种智能心电衣,包括织物带和设置在所述织物带上的织物电极,所述织物电极为上述任一种织物电极,由于上述织物电极具有上述效果,具有上述织物电极的智能心电衣具有同样的效果,故本文不再赘述。

## 附图说明

[0032] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图是本发明的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0033] 图1是本发明实施例提供的导电布的立体结构图;

- [0034] 图2是本发明实施例提供的导电布的侧视图；
- [0035] 图3是本发明实施例提供的织物电极安装在织物带时的正面结构示意图；
- [0036] 图4是本发明实施例提供的织物电极安装在织物带时的背面结构示意图；
- [0037] 图5是本发明实施例提供的织物电极安装在织物带时的剖视图；
- [0038] 图6是图5的局部放大结构图；
- [0039] 图7是本发明实施例提供的织物电极安装在织物带时的爆炸图；
- [0040] 图8是本发明实施例提供的非导电布的背面结构示意图；
- [0041] 图9是本发明实施例提供的柔性硅橡胶的正面结构示意图；
- [0042] 图10是本发明实施例提供的柔性硅橡胶的背面结构示意图；
- [0043] 图11是本发明实施例提供的韧性骨架的正面结构示意图；
- [0044] 图12是本发明实施例提供的韧性骨架的背面结构示意图；
- [0045] 图13是本发明实施例提供的热封螺帽的结构示意图。

### 具体实施方式

[0046] 本发明实施例提供了一种导电布的制造方法，提高了信号采集能力。

[0047] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚，下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例，都属于本发明保护的范围。

[0048] 本发明实施例提供的导电布的制造方法首先将纺织的织物在热变形温度热压，使纤维被压扁，并且在交叉搭接处使纤维粘合，从而使压扁后的织物的突出部呈平面；然后在压扁后的织物表面镀导电层。

[0049] 需要说明的是，上述镀导电层可以为镀银，或者镀其他能够导电的涂层。

[0050] 如图1-2所示，该制造方法制成的导电布1，表面为呈平面状的导电层，当应用于织物电极时，在相同压力下，导电布1与皮肤接触的有效面积大幅增加，提高了信号采集能力。

[0051] 同时，导电布1的交叉搭接处的纤维粘合在一起，这样导电布1的导电纤维间不会发生错动，不会引入噪声；而且导电布1的孔隙率大幅下降，有利于适度“憋汗”，进一步提高了在干燥皮肤表面的信号采集的能力。

[0052] 此外，由于本发明制造的导电布1的平面导电层面积恒定，不会随着导电布1与皮肤的接触距离发生改变，所以导电布1采集的信号受心电衣的束缚压力变化（如人体活动、呼吸时的压力变化）的影响较小，避免采集到的心电信号产生较大“噪声”、“杂波”。

[0053] 请参考附图1-13，本发明实施例还提供了一种织物电极，包括导电布1和设置在导电布1非采集面（远离皮肤一侧的面，常叫做背面）的非导电弹性压层，导电布1包括具有平面突出部的织物和镀在织物表面的导电层。

[0054] 上述非导电弹性压层用于提供必要的弹性，优选为弹性海绵6，当然，也可以为弹性橡胶等，用于提供对导电布1的弹性压力，使导电布1压紧在皮肤上。

[0055] 本发明提供的织物电极的导电布1，表面为呈平面状的导电层，在相同压力下，导电布1与皮肤接触的有效面积大幅增加，提高了信号采集能力。

[0056] 同时，导电布1的交叉搭接处的纤维粘合在一起，这样导电布1的导电纤维间不会

发生错动,不会引入噪声;而且导电布1的孔隙率大幅下降,有利于适度“憋汗”,进一步提高了在干燥皮肤表面的信号采集的能力。

[0057] 此外,由于本发明的导电布1的平面导电层面积恒定,不会随着导电布1与皮肤的接触距离发生改变,所以导电布1采集的信号受心电衣的束缚压力变化(如人体活动、呼吸时的压力变化)的影响较小,避免采集到的心电信号产生较大“噪声”、“杂波”。

[0058] 为了优化上述技术方案,织物电极还包括包围在导电布1和非导电弹性压层四周的非导电布2,非导电布2用于固定在织物带4上,如图7-8所示。具体的,导电布1与非导电布2通过热熔胶粘合固定在一起。

[0059] 本发明在导电布1周边加一圈非导电布2,使心电衣的束缚压力改变导致的变形区域位于外圈的非导电布2区域,而中部的导电布1区域不受束缚压力影响,从而确保电极导电区形状及与皮肤接触面积不变,避免引入信号噪声。

[0060] 优选的,非导电布2具有弹性,当非导电布2承受压力时,非导电布2自身发生弹性变形,这样对导电布1产生的连带作用力较小,进一步提高了导电布1区域的恒定性。

[0061] 可以理解的是,非导电布2也可以没有弹性。上述非导电布2也可以为其他结构,如非导电弹性筒体等。

[0062] 进一步,织物电极还包括包围在非导电布2四周的柔性支撑结构,如图3所示。本发明在非导电布2周缘增加一圈柔性支撑结构,作用是在心电衣的束缚压力变化时,通过承压使柔性支撑结构内的导电布1所受压力几乎不变(仅承受背后的弹性海绵6提供的压力),从而使织物电极的导电布1与皮肤的接触压力恒定、接触面积恒定,进一步增强信号敏感度及减少噪声引入。

[0063] 同时,上述柔性支撑结构还具有止滑和边缘支撑的作用,提高织物电极的稳固性,进而保证电极信号的采集准确性。

[0064] 优选的实施例中,柔性支撑结构为柔性支撑环,柔性支撑环包括柔性硅橡胶3和韧性骨架7,韧性骨架7一端与柔性硅橡胶3固定连接,另一端穿过非导电布2、用于固定在织物带4上。

[0065] 柔性硅橡胶3,用于承担心电衣织物带4的束紧压力,起到支撑作用,使其内部的导电区域的压力相对恒定,避免织物带4束紧压力的波动影响导电布1与皮肤之间的接触面积与接触距离。

[0066] 韧性骨架7,用于将柔性硅橡胶3以及非导电布2固定在织物带4上,避免使用中或洗涤中脱落,同时也起到固定织物电极的作用。

[0067] 本实施例利用柔性支撑环支撑织物电极,结构比较简单,且支撑强度较好。当然,上述柔性支撑结构还可以由多个支撑板拼接而成。

[0068] 如图6、11-12所示,上述韧性骨架7包括环形板71;均匀设置在环形板71一个面上的多个中空矩形凸起73,中空矩形凸起73与柔性硅橡胶3注塑一体成型;均匀设置在环形板71另一个面上的多个柱状凸起72,非导电布2设置有供柱状凸起72穿过的安装孔21。

[0069] 本实施例的韧性骨架7通过中空矩形凸起73与柔性硅橡胶3注塑一体成型,提高了韧性骨架7与柔性硅橡胶3的连接强度,当然,中空矩形凸起73还可以替换为圆柱凸起等,韧性骨架7与柔性硅橡胶3也可以采用卡接固定。

[0070] 同时,韧性骨架7使柱状凸起72穿过非导电布2的安装孔21,然后通过热封螺帽5固

定在织物带4上,如图4、7所示,结构比较简单,便于拆装,本发明的织物电极可以重复使用,可以水洗。当然,韧性骨架7与非导电布2还可以采用粘合的方式固定在一起。本发明还可以使韧性骨架7固定在非导电布2上,使非导电布2通过按扣、粘扣等方式固定在织物带4上。

[0071] 为了在承压的同时提高防滑性,柔性硅橡胶3靠近导电布1的采集面的一端设置多个承压凸起31。如图9-10所示,承压凸起31为矩形凸起,并沿非导电布2的周向均匀分布,应用时,承压凸起31与皮肤相抵,保证了较好的防滑性。当然,柔性硅橡胶3与皮肤接触的面还可以为一整体的平面。

[0072] 优选的,导电布1的一侧设置有传输采集信号的传导插片11,传导插片11与导电布1的采集面平行,传导插片11的外侧设置有绝缘保护层8。该绝缘保护层8能够避免导电布1的导线区域漏电或漏水,提高了工作可靠性。

[0073] 本发明的传导插片11在侧向,传导插片11与导电布1的采集面平行,能够避免传导插片11导致导电布1对皮肤的压强不均匀,进一步提高了电极信号的采集准确性。

[0074] 本发明实施例还提供了一种智能心电衣,包括织物带4和设置在织物带4上的织物电极,织物电极为上述任意一项实施例提供的织物电极,提高了信号采集能力,其优点是由织物电极带来的,具体的请参考上述实施例中相关的部分,在此就不再赘述。

[0075] 需要说明的是,上述织物带4,用于承载织物电极,并束紧在用户身体上。

[0076] 本说明书中各个实施例采用递进的方式描述,每个实施例重点说明的都是与其他实施例的不同之处,各个实施例之间相同相似部分互相参见即可。

[0077] 对所公开的实施例的上述说明,使本领域专业技术人员能够实现或使用本发明。对这些实施例的多种修改对本领域的专业技术人员来说将是显而易见的,本文中所定义的一般原理可以在不脱离本发明的精神或范围的情况下,在其它实施例中实现。因此,本发明将不会被限制于本文所示的这些实施例,而是要符合与本文所公开的原理和新颖特点相一致的最宽的范围。

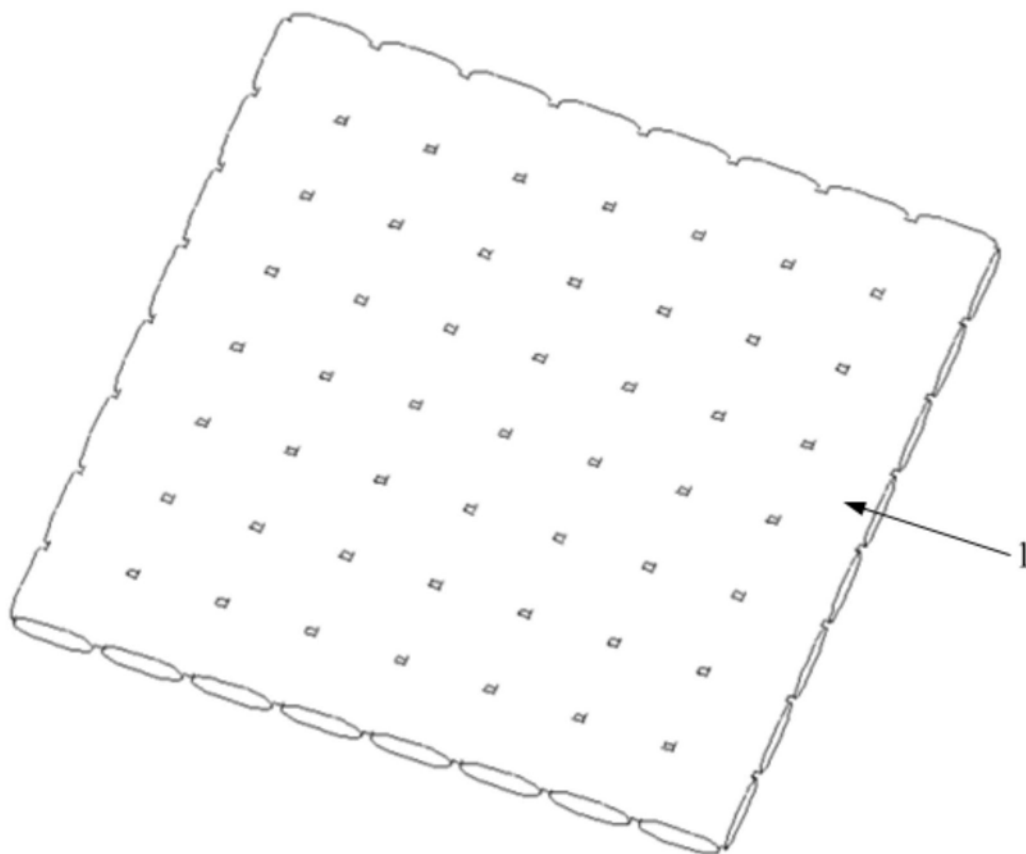


图1



图2



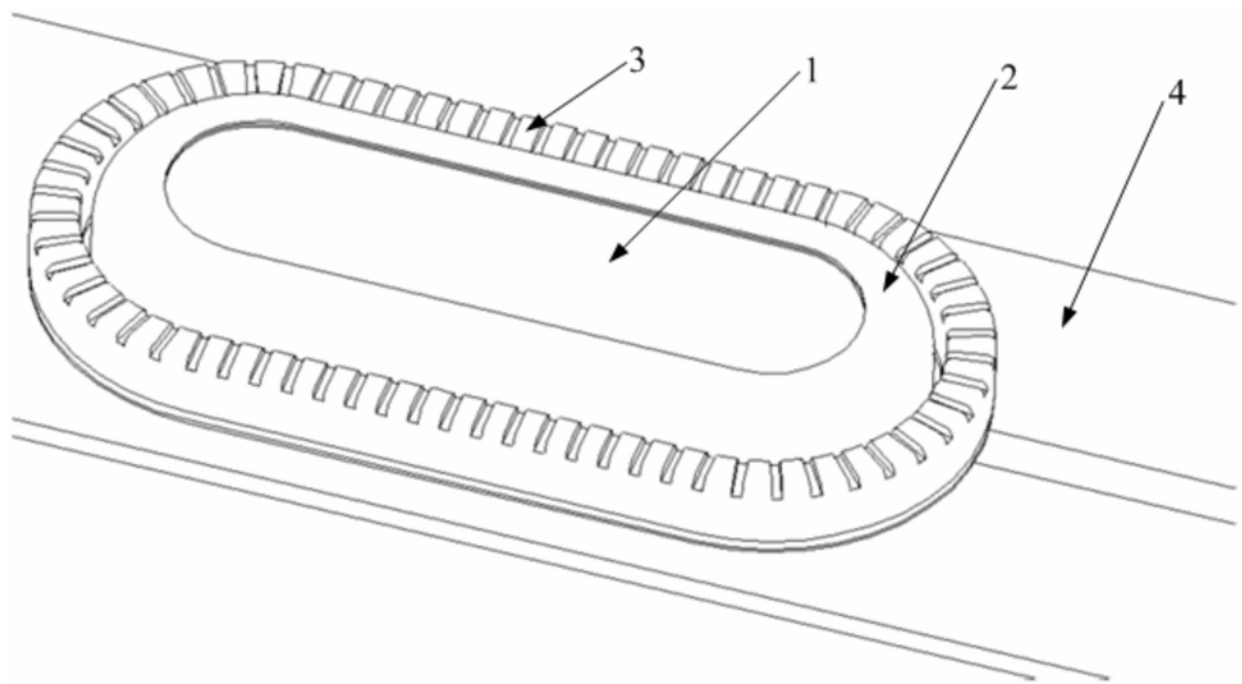


图3

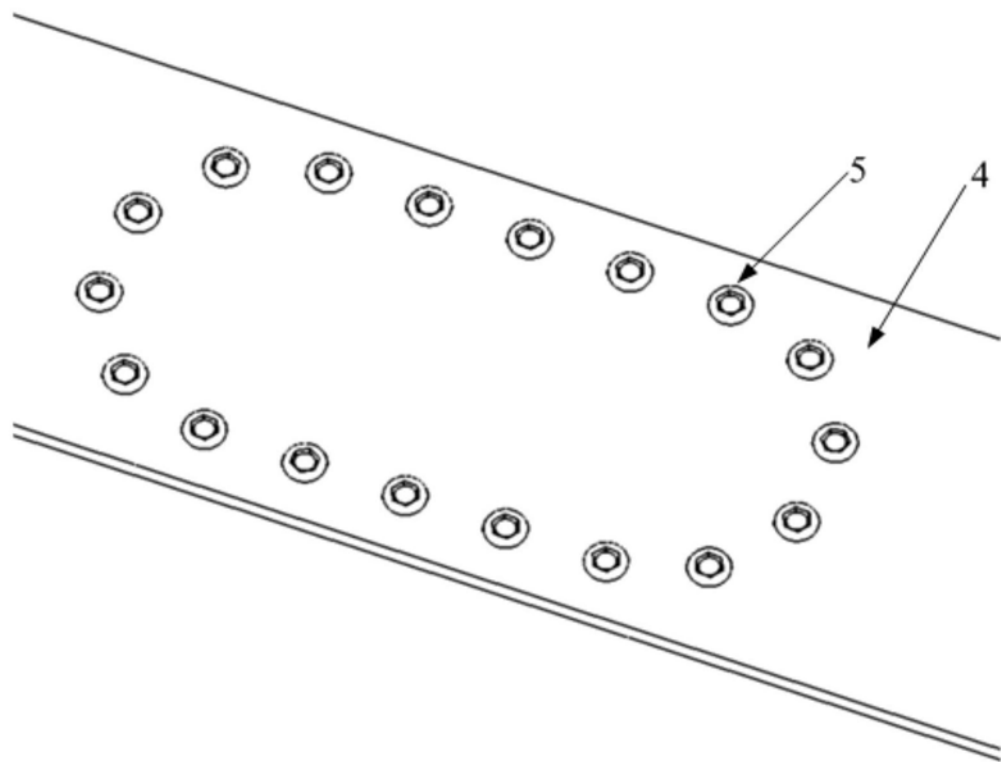


图4

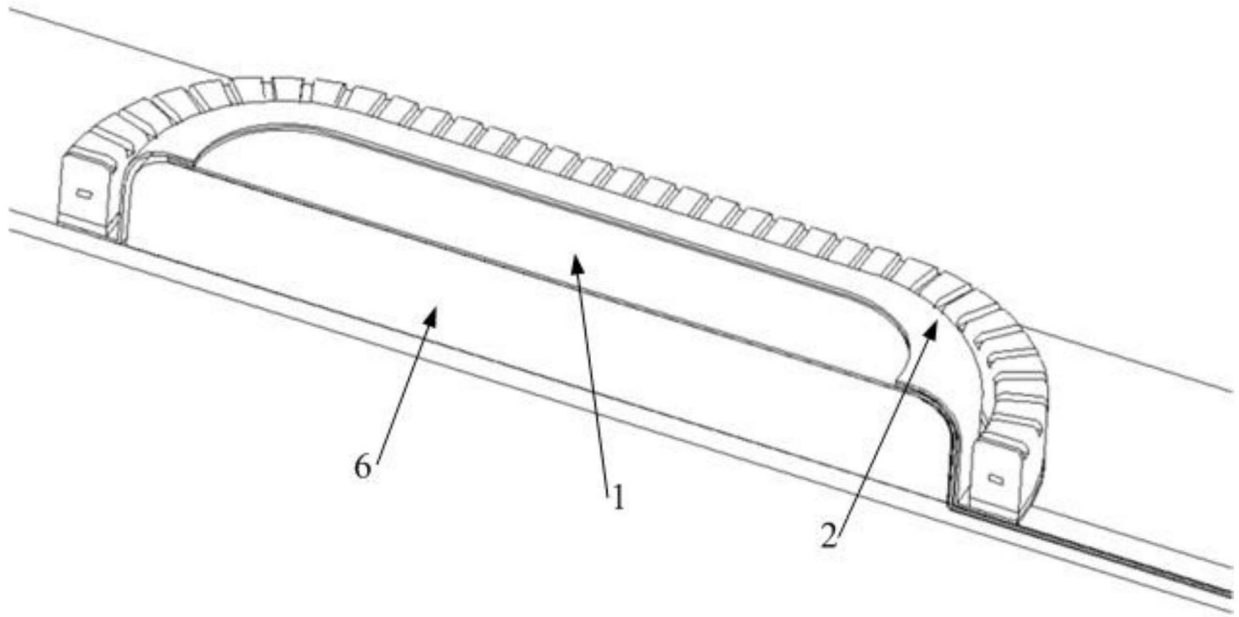


图5

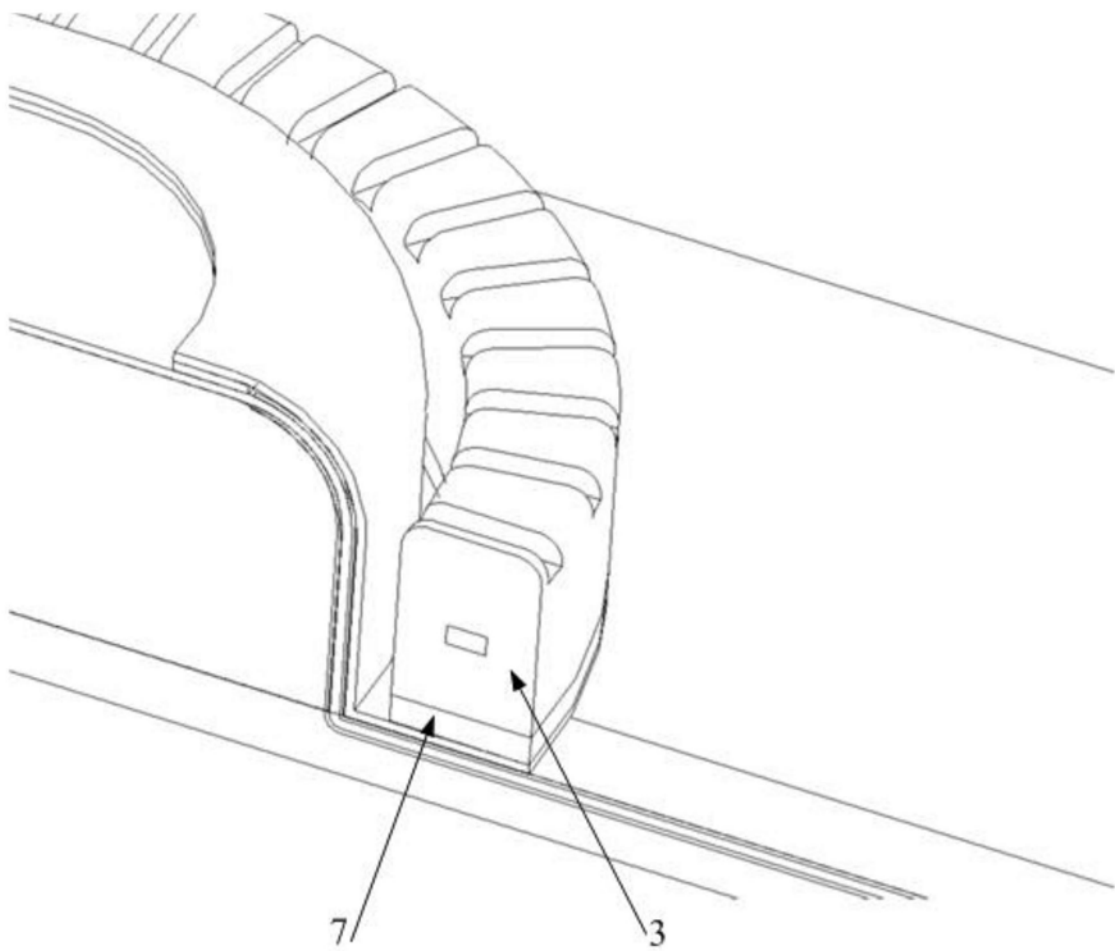


图6

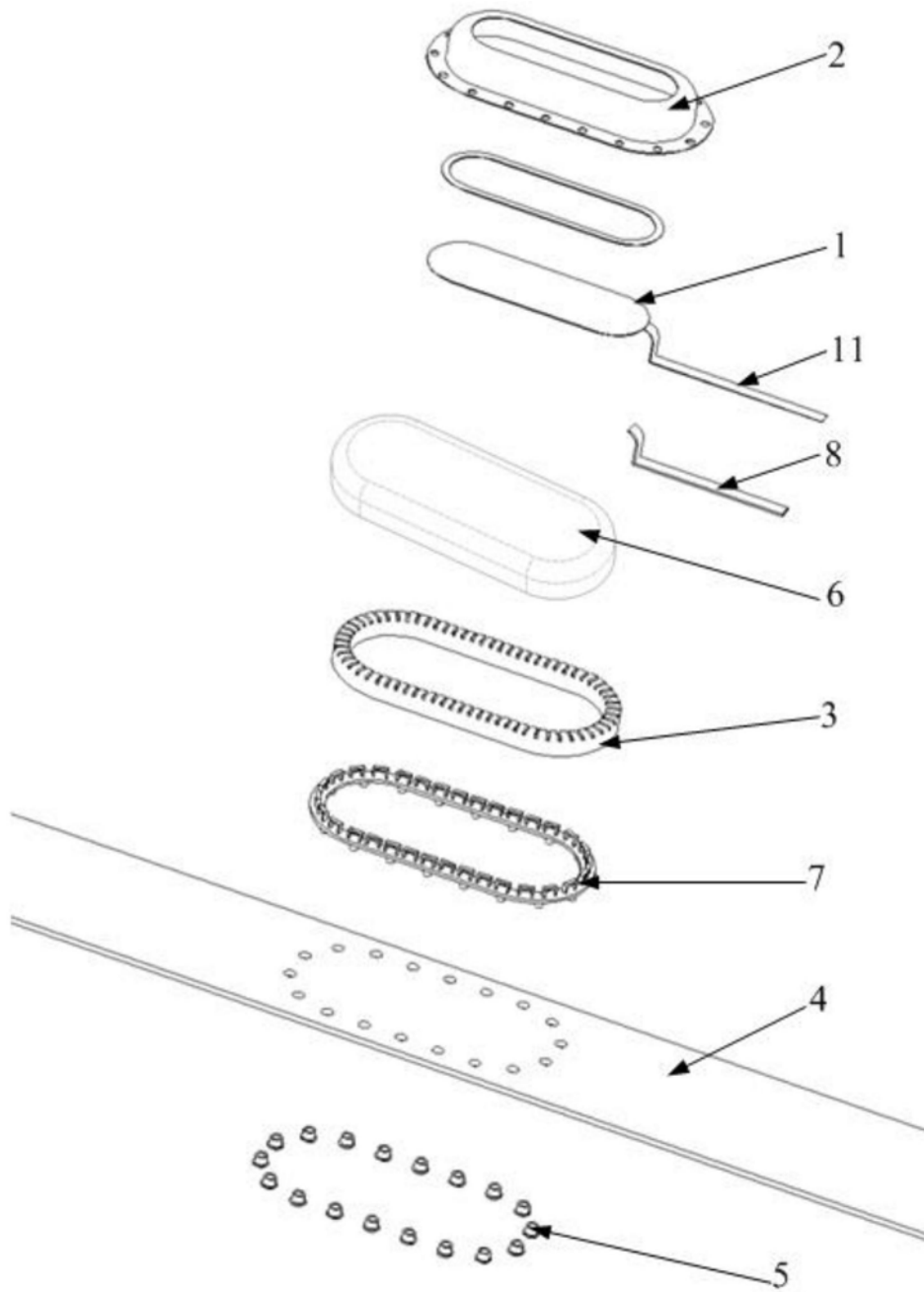


图7

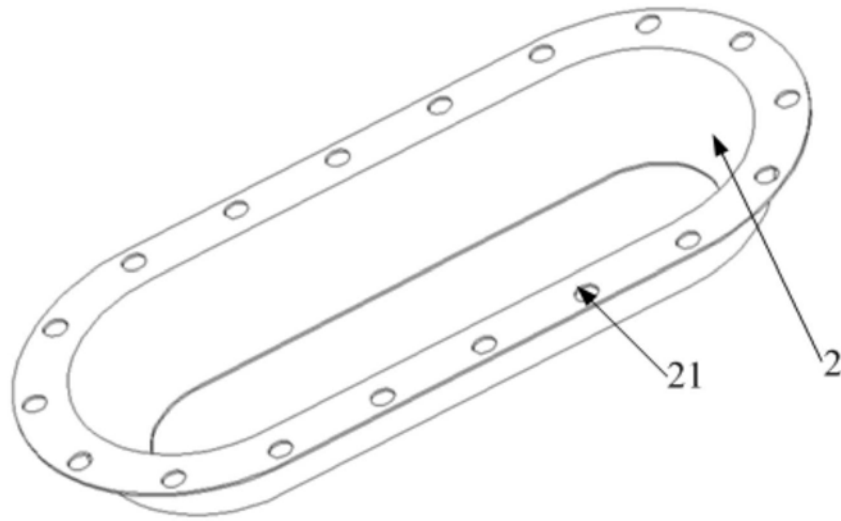


图8

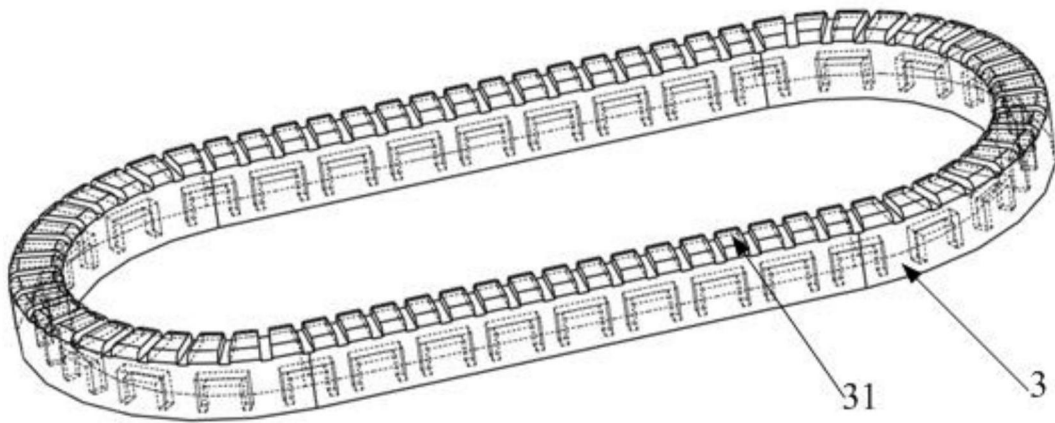


图9

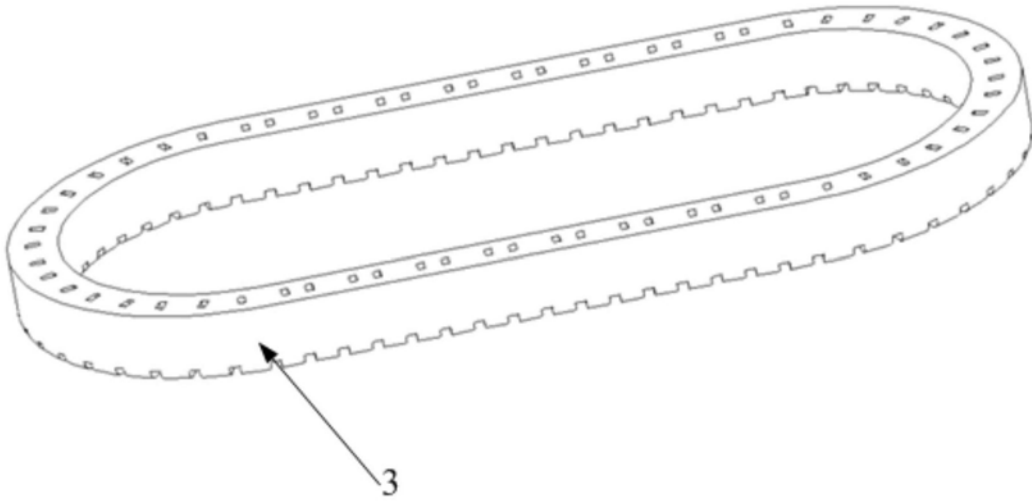


图10

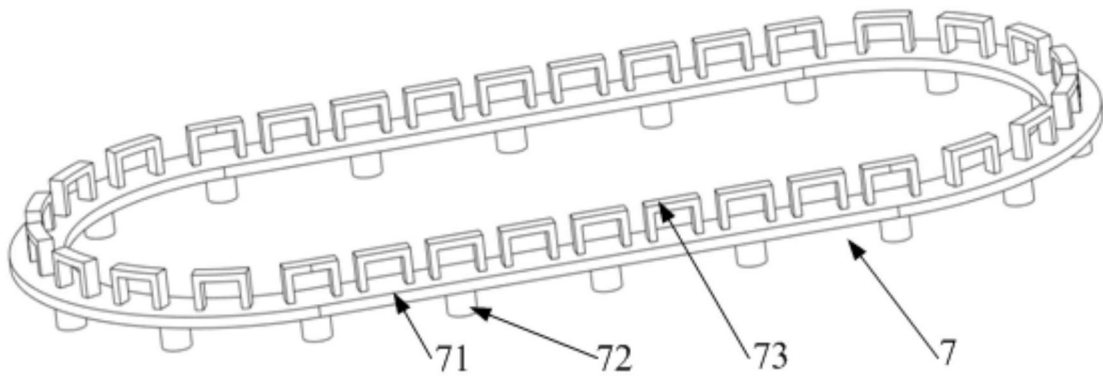


图11

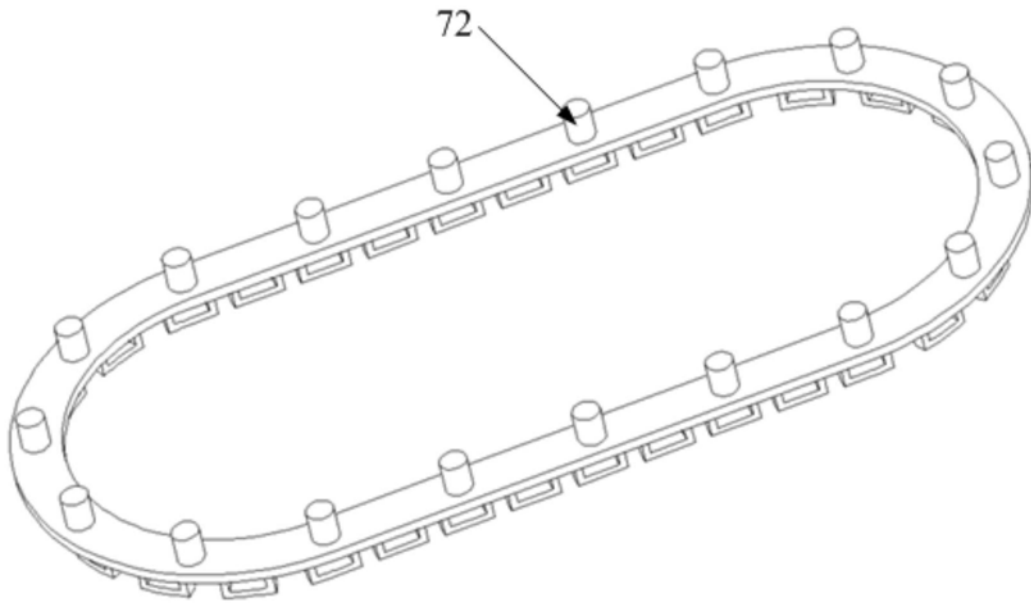


图12

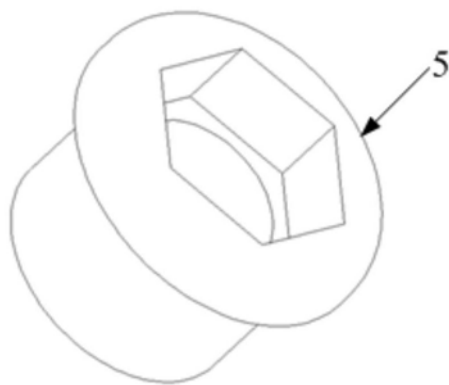


图13

专利名称(译)	导电布的制造方法、织物电极和智能心电衣		
公开(公告)号	<a href="#">CN109717864A</a>	公开(公告)日	2019-05-07
申请号	CN201910155491.X	申请日	2019-03-01
[标]申请(专利权)人(译)	联想(北京)有限公司		
申请(专利权)人(译)	联想(北京)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	联想(北京)有限公司		
[标]发明人	范小利 马宝宝 杨润 姚映佳		
发明人	范小利 马宝宝 杨润 姚映佳		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/00 D06C7/02		
代理人(译)	孙晓红 李海建		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明提供了一种导电布的制造方法，首先将纺织的织物在热变形温度热压，使纤维被压扁，并且在交叉搭接处使纤维粘合，从而使压扁后的织物的突出部呈平面；然后在压扁后的织物表面镀导电层。该制造方法制成的导电布，表面为呈平面状的导电层，当应用于织物电极时，在相同压力下，导电布与皮肤接触的有效面积大幅增加，提高了信号采集能力。同时，导电布的交叉搭接处的纤维粘合在一起，这样导电布的导电纤维间不会发生错动，不会引入噪声；而且导电布的孔隙率大幅下降，有利于适度“憋汗”，进一步提高了在干燥皮肤表面的信号采集的能力。本发明还提供了一种织物电极和智能心电衣。

