



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209236137 U

(45)授权公告日 2019.08.13

(21)申请号 201820975735.X

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

(22)申请日 2018.06.22

(73)专利权人 广东脉搏医疗科技有限公司

地址 519000 广东省珠海市唐家湾镇金峰西路22号厂房B1-1(一层)

(72)发明人 徐亚伟 阮成民 濮金云 陈维  
朱梦云 张毅 李双 姜亚伦  
梁玉麟

(74)专利代理机构 珠海智专专利商标代理有限公司 44262

代理人 黄国豪

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

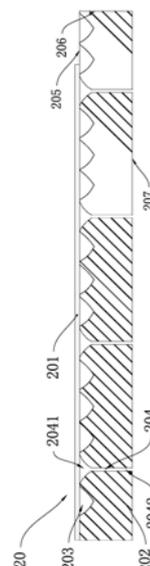
权利要求书1页 说明书6页 附图4页

(54)实用新型名称

心电电极、心电监测穿戴设备及心电监测系统

(57)摘要

本实用新型提供一种心电监测穿戴设备及心电监测系统,包括心电电极,心电电极包括底座和电极片,底座包括吸附端面和位于吸附端面外侧的表面,底座内设置有多个吸附孔和多个透气通道,吸附孔呈喇叭状,吸附孔设置在底座的吸附端面上,透气通道连通在吸附端面与表面之间,吸附孔的数量大于透气通道的数量,电极片由石墨烯制,电极片设置底座上并位于底座的中部,电极片位于底座设置有吸附孔的一侧上,底座的面积大于电极片的面积,采用以上结构,将吸附孔内的空气挤出,从而通过外界空气的压力将放置在底座上的电极片固定在人体皮肤上,透气通道用于透气,减少人体不良反应的产生,心电电极由石墨烯制成,减少其他信号的干扰,心电信号的提取效果更好。



1. 基于石墨烯的心电电极,其特征在于,包括:

底座,所述底座包括吸附端面和位于所述吸附端面外侧的表面,所述底座内设置有多  
个吸附孔和多个透气通道,所述吸附孔呈喇叭状,所述吸附孔设置在所述底座的所述吸  
附端面上,所述透气通道连通在所述吸附端面和所述表面之间,所述吸附孔的数量大于所述  
透气通道的数量;

电极片,所述电极片由石墨烯制成,所述电极片设置所述底座上并位于所述底座的中  
部,所述电极片位于所述底座设置有所述吸附孔的一侧上,所述底座的面积大于所述电极  
片的面积。

2. 根据权利要求1所述的心电电极,其特征在于:

所述透气通道包括相互连通的凹陷部和通道部,所述凹陷部呈喇叭状。

3. 根据权利要求1所述的心电电极,其特征在于:

多个所述吸附孔排列布置。

4. 根据权利要求3所述的心电电极,其特征在于:

多个所述吸附孔和多个所述透气通道呈交错分布。

5. 根据权利要求4所述的心电电极,其特征在于:

所述吸附孔的数量与所述透气通道的数量之间的比值为100:1。

6. 根据权利要求1所述的心电电极,其特征在于:

所述底座呈圆形,所述底座的直径为32mm,所述底座的厚度为0.35mm至1.2mm。

7. 根据权利要求6所述的心电电极,其特征在于:

所述电极片呈圆形,所述电极片的直径为10mm,所述电极片的厚度为0.05mm至0.1mm。

8. 根据权利要求1所述的心电电极,其特征在于:

所述底座的材料为丙烯酸树脂。

9. 心电监测穿戴设备,其特征在于:所述心电监测穿戴设备包括衣物本体、心电电极、  
导联线以及处理器,所述心电电极与所述导联线设置在所述衣物本体的内表面,所述处理  
器设置在所述衣物本体上,所述导联线设置在所述心电电极与所述处理器之间,所述心电  
电极包括为权利要求1至8任一项所述的心电电极。

10. 心电监测系统,其特征在于:所述心电监测系统包括心电电极、导联线以及心电仪,  
所述导联线设置在所述心电电极与所述心电仪之间,所述心电电极为权利要求1至8任一项  
所述的心电电极。

## 心电电极、心电监测穿戴设备及心电监测系统

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及医疗器械技术领域,尤其是涉及一种心电电极、心电监测穿戴设备及心电监测系统。

### 背景技术

[0002] 心电图是医生用于身段人体心脏疾病和监测人体健康状况的重要依据。通常,心电电极通过导联线将心脏附近的电信号传递给心电图机。其中,心电电极的阻抗、极化特性、生物稳定性等特性会对电生理信号的准确性产生很大的影响。

[0003] 目前,现有的心电图仪主要包括导联电极,该种导联电极笨重,无法随身携带,同时必须由专业人员进行使用操作。应用该导联电极时,将导联电极与导联电线贴着人体皮肤,在通过强力的胶贴将导联电极与导联电线粘接在人体表皮上,在监测过程中,人的使用感觉差,并且监测过程全程处于非正常被动状态,并且不能实时了解自己的心脏状态。同时,传统的胶贴具有高强度的粘性,若是长时间的使用,容易对人体皮肤带来损害,并且由于胶贴内的球囊吸附式的透气性差,胶贴处的皮肤容易出现红肿、瘙痒等现象,不适合长时间使用。

[0004] 一般情况下,人体电阻可按1000欧姆~2000欧姆,由于人体电阻的非线性变化,难以获得合适的生理信号,而人体的电位一般为1mv~5mv,心电信号是非常微弱的生理低频信号,通常最大的幅值不超过5mv,心电信号的信号频率在0.05Hz~100Hz之间。而心电信号时通过安装在人体皮肤表面的电极进行拾取的,由于电极与皮肤组织之间会发生极化现象,极化现象会对人体皮肤产生严重的干扰。同时人体是一个复杂的生命系统,存在各种各样的其他生理信号对心电信号产生干扰,同时人体处于一个电磁包围的环境中,人体像一根移动的天线,对心电信号产生50Hz的干扰信号。心电信号具有微弱、低频、高阻抗等特性,极容易受到干扰。而现有的心电电极电阻较大,能够获得的心电信号较为杂乱,并且现有心电电极的屏蔽能力较差,影响最终监测的结果。

### 实用新型内容

[0005] 本实用新型的第一目的是提供一种透气性好并且减少干扰的心电电极。

[0006] 本实用新型的第二目的是提供一种心电监测穿戴设备。

[0007] 本实用新型的第三目的是提供一种心电监测系统。

[0008] 为实现上述的第一目的,本实用新型提供的心电电极包括底座和电极片,底座包括吸附端面和位于吸附端面外侧的表面,底座内设置有多个吸附孔和多个透气通道,吸附孔呈喇叭状,吸附孔设置在底座的吸附端面上,透气通道连通在吸附端面与表面之间,吸附孔的数量大于透气通道的数量,电极片由石墨烯制,电极片设置底座上并位于底座的中部,电极片位于底座设置有吸附孔的一侧上,底座的面积大于电极片的面积。

[0009] 可见,在使用该电极片时,将吸附端面上的吸附孔内的空气挤出,从而通过外界空气的压力将放置在底座上的电极片固定在人体皮肤上,底座上设置透气通道,该透气通道

用于透气,使得人体上电极片的黏贴处能够减少不良反应的产生,电极片由石墨烯制成,使得心电电极对0Hz至100Hz这一频率区间的生理信号的介电常数小,减少其他信号的干扰,并且电极片的感性阻抗与容性阻抗均较小,使得电极片的信号传输性更好,能够提取到合适的心电信号,并且通过该种底座固定电极片,使得电极片更好地贴近皮肤,心电信号的提取效果更好。

[0010] 进一步的方案是,透气通道包括相互连通的凹陷部和通道部,凹陷部呈喇叭状。

[0011] 可见,也呈喇叭形的凹陷部在挤压底座的过程中也更好地贴近皮肤,使得电极片的固定效果更好。

[0012] 进一步的方案是,多个吸附孔呈排列布置。

[0013] 进一步的方案是,多个吸附孔和多个透气通道呈交错分布。

[0014] 可见,排列整齐的吸附以及透气通道,能够使底座的整体吸附效果更好。

[0015] 进一步的方案是,吸附孔的数量与透气通道的数量之间的比值为100:1。

[0016] 可见,可通过调整吸附孔与透气通道之间的数量差,使底座将电极片吸附在人体皮肤表面上。

[0017] 进一步的方案是,底座呈圆形,底座的直径为32mm,底座的厚度为0.35mm至1.2mm。

[0018] 进一步的方案是,电极片呈圆形,电极片的直径为10mm,电极片的厚度为0.05mm至0.1mm。

[0019] 进一步的方案是,底座的材料为丙烯酸树脂。

[0020] 为实现上述的第二目的,本实用新型提供一种心电监测穿戴设备,心电监测穿戴设备包括衣物本体、心电电极、导联线以及处理器,心电电极与导联线设置在衣物本体的内表面,处理器设置在衣物本体上,导联线设置在心电电极与处理器之间,心电电极为上述的心电电极。

[0021] 为实现上述的第三目的,本实用新型提供一种心电监测系统,心电监测系统包括心电电极、导联线以及心电仪,导联线设置在心电电极与心电仪之间,心电电极为上述的心电电极。

## 附图说明

[0022] 图1是本实用新型心电监测穿戴设备实施例的结构图。

[0023] 图2是本实用新型心电监测穿戴设备实施例中心电电极的断面图。

[0024] 图3是本实用新型心电监测穿戴设备实施例中心电电极的正视图。

[0025] 图4是本实用新型心电监测穿戴设备实施例的应用示意图。

[0026] 图5是本实用新型心电监测穿戴设备实施例中导联线的剖面图。

[0027] 图6是本实用新型心电监测穿戴设备实施例中屏蔽体在绝缘体上的位置示意图。

[0028] 以下结合附图及实施例对本实用新型作进一步说明。

## 具体实施方式

[0029] 参见图1,本实用新型的心电监测穿戴设备衣物本体1、心电电极组件2、处理器4及至少两根导联线3,心电电极组件2包括至少两个的心电电极20,心电电极20包括电极片以及底座,电极片由是石墨烯制成,心电电极20设置在衣物本体1的内表面,底座连接在衣物

本体1与电极片之间,处理器4设置在衣物本体1的下部,导联线3的一端连接心电电极20,在本实施例中,导联线3的一端设置在电极片与底座之间,导联线3的另一端连接处理器4。导联线3之间不相交。处理器4设置在衣物本体1的下部,导联线3可衣物本体1的下部朝向衣物本体1上电极的设置位置延伸,并且导联线3之间不相交,从而减少导联线3之间的相互干扰,使得导联线3的信号传输性更好,监测结果更加准确。导联线3呈弧形设置,弧形设置的导联线3更易于控制导联线3之间的间距,减少干扰,使监测结果更准确。衣物本体1包括前挡部11以及后挡部12,处理器4位于前挡部11以及后挡部12之间,处理器4设置在衣物本体1的下部,其中前挡部11对应人体的前半身,后挡部12对应人体的后背,使得用户在日常穿戴该穿戴设备时,减少处理器4引起的阻碍以及降低不舒适感。

[0030] 心电电极20的个数可为三个、六个、八个或者十个,可根据监测需求决定心电电极20的个数。在本实施例中,心电电极20的个数为六个,导联线3也为六根,心电电极20分别与导联线3一一对应,六个心电电极20同时对人体心电信号进行监测,可用于得到八导联心电数据,八导联心电数据可应用于医疗中。在本实施例中,心电电极组件2包括六个心电电极20,其中分别为第一心电电极21、第二心电电极22、第三心电电极23、第四心电电极24、第五心电电极25以及第六心电电极26,第一心电电极21位于衣物本体1的左侧肩部偏下位置,第二心电电极22位于衣物本体1的右侧肩部偏下位置,第三心电电极23位于衣物本体1的胸部位置,第四心电电极24位于衣物本体1的胸部位置,第五心电电极25位于衣物本体1的左侧胸部偏下位置,第六心电电极26位于衣物本体1的右侧胸部偏下位置。以上各心电电极20放置的位置能够更准确更完整地心脏各处的心电信号。

[0031] 处理器4包括模数转换器、处理器、存储模块以及蓝牙通信模块以及移动终端,导联线3连接在模数转换器与心电电极20之间,处理器接收模数转换器输出的转化信号,处理器分别与存储模块、蓝牙通信模块连接,移动终端与蓝牙通信模块进行数据传输,其中移动终端包括手机客户端。

[0032] 参见图2与图3,心电电极20包括底座202和电极片201,底座202包括吸附端面205和位于吸附端面205外侧的表面,该表面包括底面207和两个侧面206,底面207与吸附端面205分别设置在两个侧面206之间。底座202内设置有多个吸附孔203与透气通道204,吸附孔203呈喇叭状,吸附孔203设置在底座202的吸附端面205上。透气通道204连通在吸附端面205与表面之间,在本实施例中,透气通道204连通在吸附端面205与底面207之间。吸附孔203的数量大于透气通道204的数量。电极片201由石墨烯制,电极片201设置底座202上并位于底座202的中部,在本实施例中,电极片201设置在底座202的吸附端面205上。在本实施例中,底座202的中心点与电极片201的中心点重合。电极片201位于底座202设置有吸附孔203的一侧上,底座202的面积大于电极片201的面积。在使用该电极片201时,将底座202内的吸附孔203内的空气挤出,从而通过外加空气的压力将放置在底座202上的电极片201固定在人体皮肤5上,底座202上设置透气通道204,该透气通道204用于透气,使得人体上电极片201的黏贴处能够减少不良反应的产生,心电电极20由石墨烯制成,使得心电电极20对0Hz至100Hz这一频率区间的生理信号的介电常数小,减少其他信号的干扰,并且心电电极20的感性阻抗与容性阻抗均较小,使得电极片201的信号传输性更好,能够提取到合适的心电信号,并且通过该种底座202固定电极片201,使得电极片201更好地贴近皮肤,心电信号的提取效果更好。在本实施例中,石墨烯稳定性高,适合长时间穿戴,并且底座202的材料为丙烯

树脂类材料,丙烯树脂的分子结构为三维型,易于粘连,并且可经多次水洗,可反复使用。

[0033] 在本实施例中,透气通道204包括相互连通的凹陷部2041和通道部2042,凹陷部2041呈喇叭状,也呈喇叭形的凹陷部2041在挤压底座202的过程中也更好地贴近皮肤,使得电极片201的固定效果更好。

[0034] 在本实施例中,吸附孔203与凹陷部2041均呈喇叭状,并且吸附孔203的开口的宽度自吸附孔203内朝外逐渐变大,凹陷部2041的开口的宽度也是自凹陷部2041内朝外逐渐变大,并且吸附孔203的开口方向与凹陷部2041的开口方向相同,凹陷部2041宽度最大的开口处与吸附孔203的开口均设置在底座202的吸附端面205上,使得在将电极片201吸附在人体皮肤5表面时,更好地增大底座202的吸附面积,使得吸附效果更好。透气通道204中的通道部2042连接凹陷部2041的宽度较小的一端。

[0035] 在本实施例中,参见图4,底座202设置有多列吸附孔203,每两列相邻的吸附孔203之间的间距相等,每一列中,吸附孔203与透气通道204呈交错分布。排列整齐的吸附孔203以及透气通道204,能够使底座202的整体吸附效果更好。吸附孔203的数量与透气通道204的数量之间的比值为:100:1,可通过调整吸附孔203与透气通道204之间的数量差,使底座202将电极片201吸附在人体皮肤5表面上。

[0036] 底座202呈圆形,底座202的直径为32mm,底座202的厚度为0.35mm至1.2mm。电极片201呈圆形,电极片201的直径为10mm,电极片201的厚度为0.05mm至0.1mm。底座202与石墨烯的尺寸选择既需要满足底座202对人体皮肤5的粘紧性的要求,同时满足电极提取信号的位置的距离,保证人体肤感以及心电信号的有效提取。在本实施例中,电极片201为圆形,电极片的厚度为0.1mm,电极片的直径为8mm。

[0037] 下表为本实施例中的心电电极与现有技术中的心电电极的对照表:

[0038]

	导电率 (面电阻)	电磁信号 屏蔽	吸附性	和人体接 触
现有心电 电极	1KΩ至 9K Ω	差	无	不亲肤
本实施例 的心电电 极	40Ω	较好	粘力》1Kg	亲肤,可长 时间穿戴

[0039] 由此可见,本实施例中的心电电极导电率高,并且对其他信号干扰的屏蔽性好,使得心电电极的信号传输性能更好,能够获得有效的心电信号;同时底座的吸附性能强同时能够实现透气,将电极片长时间吸附在人体皮肤表面的同时保持人体皮肤表面的舒适感。

[0040] 参见图5,导联线3包括线芯31、第一绝缘层32、第一屏蔽层33以及织物层36,线芯31的外表面包覆有第一绝缘层32,第一绝缘层32的外表面包覆有第一屏蔽层33,第一屏蔽层33的外表面包覆有织物层36,线芯31由导电碳纤维制成,第一屏蔽层33包括绝缘体331以及屏蔽体332,屏蔽体332设置在绝缘体331朝向织物层36的表面上,屏蔽体332包括石墨烯和/或碳纤维,作为屏蔽体时的碳纤维可为非导电碳纤维。导联线3的线芯31由碳纤维制成,由于碳纤维的X射线穿透性好,可在具有X射线的环境下使用该导联线3时,使得用户可穿着本实施例的穿戴设备进行有关X射线的设备的检查,不影响操作者的观察,扩大了导联线3的应用场所,增大了导联线3的应用程度,使医疗工作更加方便;并且碳纤维具有质量轻、高刚性等特性,使得用户使用该导联线3时,更加轻松舒适;碳纤维还具有屏蔽电磁波的特性,在绝缘体331表面设置一层石墨烯和/或碳纤维,使用非金属屏蔽材料,使得导联线3的质量更小,屏蔽层与线芯31之间还设置有绝缘层,避免绝缘体331出现漏电,影响线芯31的导线,对心电信号的传输造成干扰,处于导联线3最外层的织物层36使用织物作为绝缘材料,使得导联线3具有柔软性的同时提高用户的使用舒适度。由于碳纤维的X光穿透性好,本实施例中的导联线3也可应用在其他监测仪器中。

[0041] 在本实施例中,参见图6,石墨烯呈粉末颗粒状,通过在真空状态下将石墨烯与碳纤维印刷在绝缘体331的表面上。也可通过热熔绝缘体热熔,在热熔过程中添加屏蔽体,将屏蔽体进行包裹。屏蔽层中的碳纤维呈粉末管状,也可增加粘性物包裹碳纤维。在本实施例中,绝缘体的材料可为聚苯乙烯。

[0042] 在本实施例中,导联线3还包括第二屏蔽层35以及第二绝缘层34,第二绝缘层34包覆在第一屏蔽层33的外表面,第二屏蔽层35包覆在第二绝缘层34与织物层36之间。导联线3内设置两层屏蔽层,增强导联线3的屏蔽性能,第一屏蔽层33与第二屏蔽层35之间设置有第二绝缘层34,避免第二屏蔽层35出现漏电情况时,影响第一屏蔽层33的屏蔽效果。绝缘体331在朝向第一绝缘层32的表面上设置有导电油墨层333,在导联线3出现破损的情况下,屏蔽层的外侧出现破损时,导电油墨层333依然能够实现导电与信号屏蔽,提高导联线3的可靠性,并且同样地通过在真空状态下将导电油墨层333印刷在绝缘体331的表面上。在本实施例中,第一屏蔽层33组成结构与第二屏蔽层35的组成结构相同,第一绝缘层32的组成与第二绝缘层34的组成相同。

[0043] 第一绝缘层32为聚酰亚胺薄膜或聚苯乙烯等绝缘材料,聚酰亚胺薄膜厚度小并且绝缘性能好,能有效减小导联线3的质量。

[0044] 导联线3可呈圆形,导联线3的直径为0.1mm至0.8mm。作为另一实施方式,导联线3呈扁平形,导联线3宽度为0.3cm至1.0cm,厚度为0.05mm至0.2mm。导联线3的形状尺寸需实现信号传导的同时质量较小。在将该导联线3使用在衣物本体1上时,可使用制衣合成胶将导联线3与衣物本体1压合。在本实施例中的导联线为可穿戴的导联线,导联线呈圆形,直径为0.5mm。

[0045] 下表为本实施例中的可穿戴导联线与现有技术中的可穿戴的导联线的对照表:

	导电率	电磁波屏蔽性能	热导率	抗潮湿性能
现有可穿戴的导联线	20k $\Omega$ /m	8db至10db	差	优
本实施例导联线	13 $\Omega$ /m	70db	2000w/m <sup>-1</sup> ·k <sup>-1</sup>	超优

[0046] 由此可见,本实施例中的导联线的抗干扰性能更好,并且导电率高使得导联线的

传输电流能力更强,信号传输效果更好。

[0047] 在使用该穿戴设备时,将电极片201贴在底座202上,底座202吸附人体皮肤5,使得电极片201与人体皮肤5自然接触,并且紧密贴服,通过电极片201将与其接触的人体皮肤5的位置的信号提取出来,经过导联线3传至处理器4,处理器4对该信号进行处理分析,得到监测结果。

[0048] 本实用新型的心电监测系统包括心电电极、导联线以及心电仪,导联线设置在心电电极与心电仪之间,心电电极为上述的心电电极。

[0049] 最后需要强调的是,以上所述仅为本实用新型的优选实施例,并不用于限制本实用新型,对于本领域的技术人员来说,本实用新型可以有各种变化和更改,凡在本实用新型的精神和原则之内,所做的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本实用新型的保护范围之内。

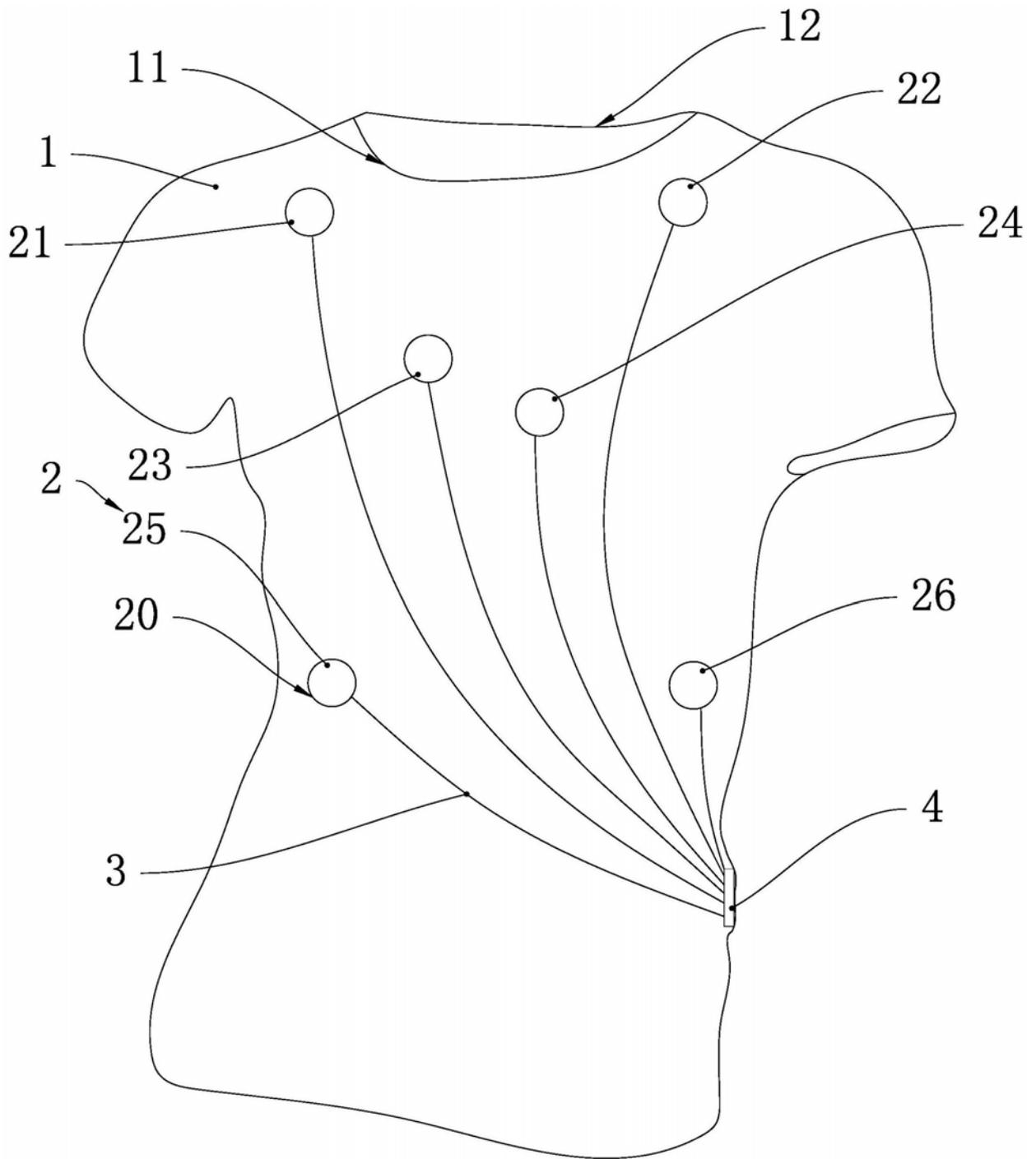


图1

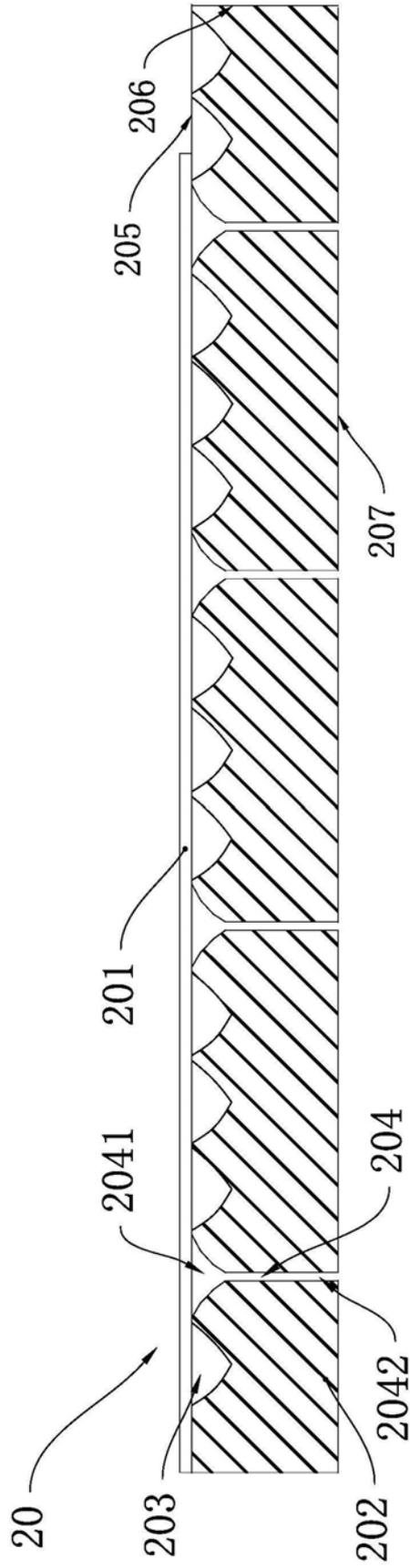


图2

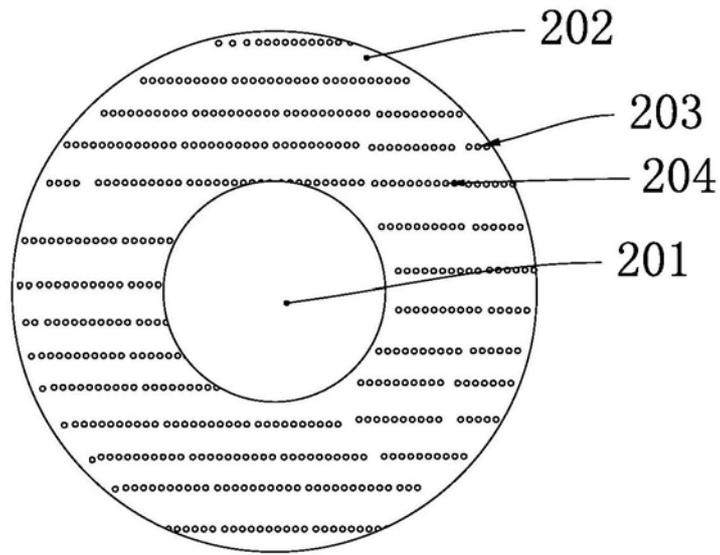


图3

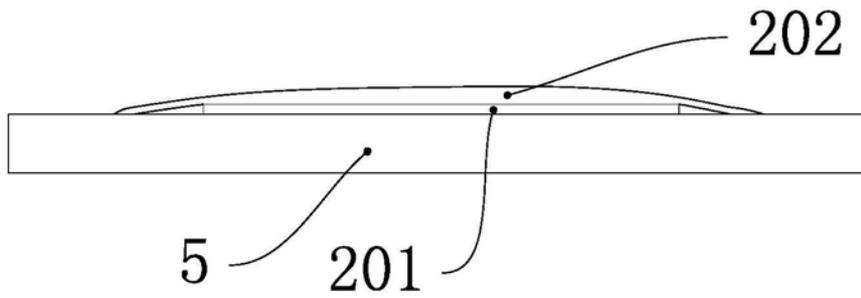


图4

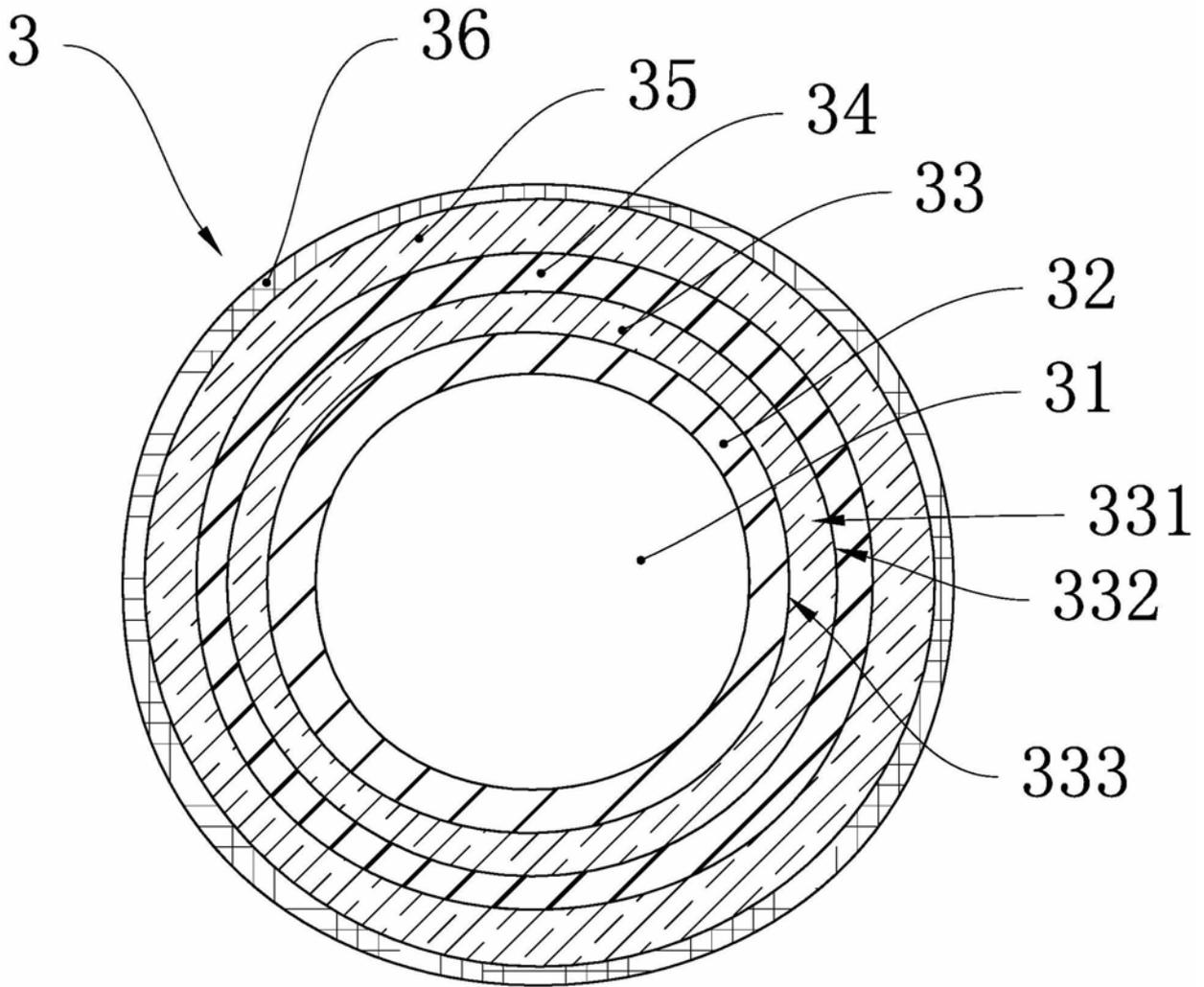


图5

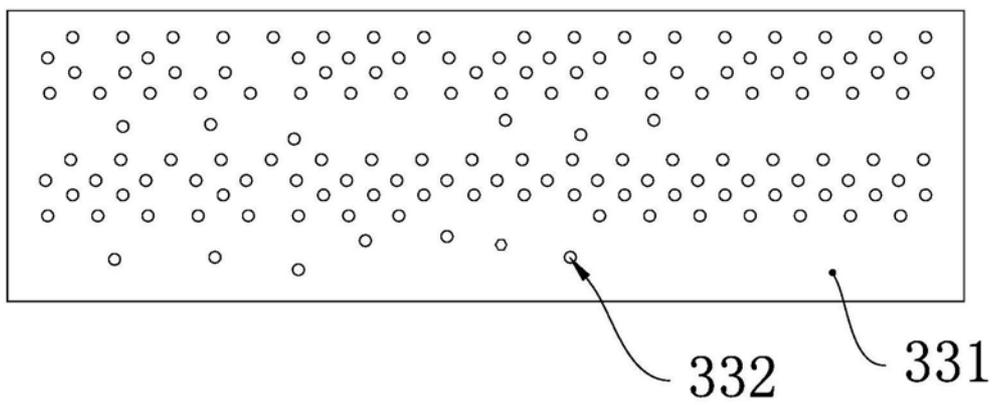


图6

专利名称(译)	心电电极、心电监测穿戴设备及心电监测系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN209236137U</a>	公开(公告)日	2019-08-13
申请号	CN201820975735.X	申请日	2018-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	广东脉搏医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	广东脉搏医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广东脉搏医疗科技有限公司		
[标]发明人	徐亚伟 阮成民 濮金云 陈维 朱梦云 张毅 李双 姜亚伦 梁玉麟		
发明人	徐亚伟 阮成民 濮金云 陈维 朱梦云 张毅 李双 姜亚伦 梁玉麟		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/00		
代理人(译)	黄国豪		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本实用新型提供一种心电监测穿戴设备及心电监测系统，包括心电电极，心电电极包括底座和电极片，底座包括吸附端面和位于吸附端面外侧的表面，底座内设置有多个吸附孔和多个透气通道，吸附孔呈喇叭状，吸附孔设置在底座的吸附端面上，透气通道连通在吸附端面与表面之间，吸附孔的数量大于透气通道的数量，电极片由石墨烯制，电极片设置底座上并位于底座的中部，电极片位于底座设置有吸附孔的一侧上，底座的面积大于电极片的面积，采用以上结构，将吸附孔内的空气挤出，从而通过外界空气的压力将放置在底座上的电极片固定在人体皮肤上，透气通道用于透气，减少人体不良反应的产生，心电电极由石墨烯制成，减少其他信号的干扰，心电信号的提取效果更好。

