



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107320074 A

(43)申请公布日 2017. 11. 07

(21)申请号 201710614507.X

(22)申请日 2017.07.25

(66)本国优先权数据

201720534424.5 2017.05.12 CN

(71)申请人 铂元智能科技(北京)有限公司

地址 100044 北京市西城区北展北街华远  
企业号D座2单元B303

(72)发明人 尹士畅

(51)Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/01(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/0408(2006.01)

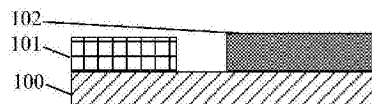
权利要求书1页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

监测探头

(57)摘要

本申请实施例提供一种监测探头,其包括:存储芯片、传感元件,所述存储芯片用于存储根据所述传感元件可检测的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系,所述传感元件用于实时检测人体特征参数,并根据所述存储芯片上存储的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系确定实时检测到的人体特征参数对应的实时电信号,克服了现有监测探头因为电气参数的差异造成的匹配性误差和制造成本偏高的问题,降低监测探头的生产成本的效果。



1. 一种监测探头,其特征在于,包括:存储芯片、传感元件,所述存储芯片用于存储根据所述传感元件的可检测的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系,所述传感元件用于实时检测人体特征参数,并根据所述存储芯片上存储的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系确定实时检测到的人体特征参数对应的实时电信号。

2. 根据权利要求1所述的探头,其特征在于,传感元件为体温传感器、血氧传感器、心电传感器中的任意一种或多种的组合。

3. 根据权利要求2所述的监测探头,其特征在于,所述体温传感器为热敏电阻、热电偶或热释电器件或者热释电红外传感器。

4. 根据权利要求3所述的温度探头,其特征在于,所述热敏电阻从下到上包括:导热基底、热敏材料以及电极,所述导热基底用于与人体形成物理接触,所述热敏材料用于在所述导热基底与人体形成物理接触时感应实时人体温度,所述电极用于输出实时人体温度对应的电信号。

5. 根据权利要求1所述的温度探头,其特征在于,所述热释电器件包括热电晶体以及电容器极板,所述热电晶体置于所述电容器极板之间,所述热电晶体的自发性极化矢量可随温度发生变化。

6. 根据权利要求5所述的温度探头,其特征在于,所述热电偶包括两种不同成份的材质导体形成闭合回路,所述热电偶的一端作为工作端,所述热电偶的另外一端作为自由端,测温时所述工作段和所述自由端之间形成温度梯度。

7. 根据权利要求1所述的监测探头,其特征在于,所述血氧传感器包括光电发射接收对管。

8. 根据权利要求1所述的监测探头,其特征在于,所述心电传感器为心电电极。

9. 根据权利要求1所述的监测探头,其特征在于,还包括:连接件,用于将监测探头连接在外部设备上。

10. 根据权利要求9所述的监测探头,其特征在于,所述连接件包括线缆和接插件,所述线缆一端连接在所述检测探头上,一端连接所述接插件,所述接插件连接在外部设备上,以将所述传感元件检测到的电信号传输到外部设备上。

11. 根据权利要求11所述的监测探头,其特征在于,所述线缆从内到外包括:内导体、绝缘体、外导体,在传输所述电信号时所述内导体和所述外导体之间形成电场。

12. 根据权利要求1所述的监测探头,其特征在于,所述存储芯片上还存储有所述监测探头的唯一性ID。

13. 根据权利要求1-12所述的监测探头,其特征在于,所述存储芯片内还存储密码算法,用于所述监测探头和外部设备间进行匹配和识别。

14. 根据权利要求1-13所述监测探头,其特征在于,所述存储芯片还存储有所述监测探头的有效累计使用时间,用于限定所述监测探头的使用寿命;和/或,所述存储芯片还存储有所述监测探头的有效累计使用次数,用于限定监测探头的使用次数;和/或,所述存储芯片还存储有所述监测探头的生产日期、失效日期信息,用于限定监测探头的有效使用期限。

15. 根据权利要求1-14所述的监测探头,其特征在于,所述存储芯片为单总线通信芯片,最大程序的减少数字信号线的数量。

## 监测探头

### 技术领域

[0001] 本申请实施例涉及医疗技术领域,尤其涉及一种监测探头。

### 背景技术

[0002] 监测探头是目前医疗领域的生命体征监测常用的部件之一,像血氧、心电、温度等参数都是危重病人和手术病人的重要检查项,因此都有适配的血氧探头、温度探头等。而多参数监护仪和各类监测设备的品牌以及种类繁多,各个品牌和型号的参数仪之间相匹配的监测探头的具体电气参数也有偏差,往往是A厂家的电气参数和B厂家的电气参数上存在着偏差,将对A厂家的监测探头和B厂家的监测探头兑换时,就会对测试结果的准确性产生较大偏差。另外一方面,监测探头的批量生产的过程中,也会因为电气参数的准确度匹配要求,最终对产品的生产成本具有较大的影响。

[0003] 因此,亟待提供一种监测探头,用以克服现有监测探头的生产成本较高。

### 发明内容

[0004] 有鉴于此,本申请实施例所解决的技术问题之一在于提供一种监测探头,用以克服现有监测探头的生产成本较高。

[0005] 本申请实施例提供一种监测探头,其包括:存储芯片、传感元件,所述存储芯片用于存储根据所述传感元件可检测的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系,所述传感元件用于实时检测人体特征参数,并根据所述存储芯片上存储的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系确定实时检测到的人体特征参数对应的实时电信号。

[0006] 可选地,在本申请的任一实施例中,传感元件为体温传感器血氧传感器、心电传感器中的任一种或多种的组合。

[0007] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述体温传感器为热敏电阻、热电偶或热释电器件或者热释电红外传感器。

[0008] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述热敏电阻从下到上包括:导热基底、热敏材料以及电极,所述导热基底用于与人体形成物理接触,所述热敏材料用于在所述导热基底与人体形成物理接触时感应实时人体温度,所述电极用于输出实时人体温度对应的电信号。

[0009] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述热释电器件包括热电晶体以及电容器极板,所述热电晶体置于所述电容器极板之间,所述热电晶体的自发性极化矢量可随温度发生变化。

[0010] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述热电偶包括两种不同成份的材质导体形成闭合回路,所述热电偶的一端作为工作端,所述热电偶的另外一端作为自由端,测温时所述工作段和所述自由端之间形成温度梯度。

[0011] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述血氧传感器包括光电发射接收对管。

[0012] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述心电传感器为心电电极。

[0013] 可选地,在本申请的任一实施例中,还包括:连接件,用于将监测探头连接在外部设备上。

[0014] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述连接件包括线缆和接插件,所述线缆一端连接在所述检测探头上,一端连接所述接插件,所述接插件连接在外部设备上,以将所述传感元件检测到的电信号传输到外部设备上。

[0015] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述线缆从内到外包括:内导体、绝缘体、外导体,在传输所述电信号时所述内导体和所述外导体之间形成电场。

[0016] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述存储芯片上还存储有所述监测探头的唯一性ID。

[0017] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述存储芯片内还存储密码算法,用于所述监测探头和外部设备间进行匹配和识别。

[0018] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述存储芯片还存储有所述监测探头的有效累计使用时间,用于限定所述监测探头的使用寿命;和/或,所述存储芯片还存储有所述监测探头的有效累计使用次数,用于限定监测探头的使用次数;和/或,所述存储芯片还存储有所述监测探头的生产日期、失效日期信息,用于限定监测探头的有效使用期限。

[0019] 可选地,在本申请的任一实施例中,所述存储芯片为单总线通信芯片。

## 附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本申请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,下面描述中的附图仅仅是本申请实施例中记载的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0021] 图1为本申请实施例一监测探头的结构框图;

[0022] 图2为本申请实施例二中热敏电阻的结构示意图;

[0023] 图3为本申请实施例三中热敏元器件的结构示意图;

[0024] 图4a和图4b分别为图3中热释电器件的实施示意图之一和之二;

[0025] 图5为本申请实施例五中温度探头中热敏元器件的结构示意图;

[0026] 图6本申请实施例六中血氧传感器的结构示意图。

[0027] 图7为本申请实施例七中心电电极的结构示意图

## 具体实施方式

[0028] 当然,实施本申请实施例的任一技术方案不一定需要同时达到以上的所有优点。

[0029] 为了使本领域的人员更好地理解本申请实施例中的技术方案,下面将结合本申请实施例中的附图,对本申请实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅是本申请实施例一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请实施例中的实施例,本领域普通技术人员所获得的所有其他实施例,都应当属于本申请实施例保护的范围。

[0030] 本申请下述实施例中,所述存储芯片用于存储根据所述传感元件可检测的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系,所述传感元件用于实时检测人体特征参数,并

根据所述存储芯片上存储的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系确定实时检测到的人体特征参数对应的实时电信号,外部设备通过存储芯片读取到实时电信号值时,便会结合参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系对实时电信号值进行修正和校准,从而得到准确的实际电信号,按照这样的方法,降低了监测探头的生产成本。

[0031] 图1为本申请实施例一监测探头的结构框图;如图1所示,其包括:印刷电路板,所述印刷电路板100上设置有存储芯片101、传感元件102,所述存储芯片用于存储根据所述传感元件可检测的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系,所述传感元件用于实时检测人体特征参数,并根据所述存储芯片上存储的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系确定实时检测到的人体特征参数对应的实时电信号。

[0032] 在传感元件实际的生产过程中,受到加工工艺的影响,同一批次生产出来的传感元件的参考电信号和参考人体特征参数的对应曲线偏差是非常大的。以30K@37℃的热敏电阻为例,当温度变化0.1℃时,热敏电阻的阻值应当变化100欧姆,也就是说,按照0.1℃的精度要求,同一批次下的热敏电阻,在同样的温度下,各个输出阻值应该保证在29.9K和30.1K之间。然而,由于普通加工工艺的限制,在同一批次的热敏电阻,各个输出的阻值甚至可以达到29K-31K之间,满足精度要求的只占到其中的很小一部分比例。

[0033] 具体地,本实施例中,为了达到更高的精度和更低的成本,对同一批次生产的参考电信号与参考人体特征参数的对应曲线对传感元件进行分级,比如在29K-31K之间的热敏电阻进行筛分等级,按照37℃下热敏电阻的输出每0.1K为等级分类,按照29K-29.1K、29.1K-29.2K、以此类推,直至30.9K-31K,将同一批次的热敏电阻分为20个等级。那个这20个等级中的每一个等级内的热敏电阻的偏差相对于中心值都不超过0.05℃(对应50欧姆)。具体地,在本实施例中,将每个等级的中心电阻值记录到存储芯片中,外部设备通过存储芯片读取到该值时,便会结合该热敏电阻的实际电阻值进行修正和校准,从而得到准确的温度值,按照这样的方法,降低了温度探头的生产成本。

[0034] 当传感元件为所述体温传感器时,所述体温传感器具体可以为热敏电阻、热电偶或热释电器件或者热释电红外传感器。

[0035] 图2为本申请实施例二中热敏电阻的结构示意图;本实施例中,在叠层结构上,所述热敏电阻从下到上包括:导热基底201、热敏材料202以及电极203,所述导热基底201用于与人体形成物理接触,所述热敏材料202用于在所述导热基底201与人体形成物理接触时感应实时人体温度,所述电极203用于输出实时人体温度对应的电信号。

[0036] 本实施例中,导热基底201可以由GaAs制成,再在GaAs基底的氧化硅图层表面采用溅射的方法形成一层自旋聚酰亚胺膜,再在自旋聚酰亚胺膜之上形成电极203层。为了取得良好的欧姆接触,本实施例中,采用Ti/Au溅射方法工艺。旋聚酰亚胺膜层可以通过图形化工艺形成特定的形状,比如十字架和条状。

[0037] 可替代地,导热基底201还可以为柔性基材板,热敏材料202和电极203通过印刷工艺印刷在经过等离子化刻蚀的柔性基材板上,使得温度探头的整体厚度大致为7um,从而可以方便地贴附在不规则的人体表面。热敏材料202具体比如为钛酸钡,该钛酸钡的层厚度可以1.5-2um。

[0038] 可替代地,导热基底201还可以为硅片,比如通过有机金属沉积工艺制备。

[0039] 图3为本申请实施例三中热敏元器件的结构示意图;如图3所示,本实施例中,热敏

元器件为热释电器件,所述热释电器件具体包括热电晶体301以及电容器极板302,所述热电晶体301置于所述电容器极板302之间,所述热电晶体301的自发性极化矢量可随温度发生变化。

[0040] 本实施例中,由于热电晶体301具有自发性,其自发极化强度可以随着温度而发生变化,从而导致在自发极化方向的两个晶体外表面之间出现感应电压,即热释电效应,感应电压的存在从而进一步形成热释电电流,从而可以利用这一热释电电流的变化确定温度。温度越高,自发极化强度越低,电极板表面的电荷减少,相当于释放了一部分电荷。

[0041] 图4a和图4b分别为图3中热释电器件的实施示意图之一和之二;如图4a所示,为面电极结构,其电极面积较大,极间距离小;图4b为边电极结构,其电极面积较小,极间距离大;根据使用的场合需求,选用不同的结构。

[0042] 图5为本申请实施例五中温度探头中热敏元器件的结构示意图;如图5所示,本实施例中,热敏元器件为热电偶,热电偶包括两种不同成份的材质导体形成闭合回路,所述热电偶的一端作为工作端,所述热电偶的另外一端作为自由端,测温时所述工作段和所述自由端之间形成温度梯度。

[0043] 本实施例中,热电偶具体包括由导体A和B,当导体的两个接合点1和2之间存在温差时,两者之间便产生电动势,从而在回路中形成对应的电流,通过对该电流进行测量从而测量温度。

[0044] 本实施例中,由于热电偶由两种不同成份的材质导体组成闭合回路,当两端存在温度梯度时,回路中就会有电流通过,此时两端之间就存在电动势——热电动势,因此,通过热电偶把温度信号转换成热电动势信号,再转换成被测介质的温度。

[0045] 在具体实施时,温度较高的一端为工作端或称测量端,温度较低的一端为自由端或者冷端或者补偿端,自由端通常处于某个恒定的温度下,分级关系可以为根据热电动势与温度的函数关系确定的热电偶分度表。分度表可以是自由端温度在0℃时的条件下得到的,针对不同的热电偶设置不同的分度表。

[0046] 本实施例中,在热电偶测温时,工作端接入测量仪表,测得热电动势后,即可知道被测介质的温度。在具体接入测量仪表时,可以在热电偶回路中接入第三种金属材料,只要该材料两个接点的温度相同,热电偶所产生的热电动势将保持不变,即热电动势不受第三种金属接入回路中的影响,并不会对温度测量带来负面影响。

[0047] 图6本申请实施例六中血氧传感器的结构示意图;如图6所示,血样传感器包括光电发射二极管601、光电接收二极管602,所述光电发射二极管和所述光电接收二极管形成对管接管。

[0048] 氧合血红蛋白和非氧合血红蛋白对不同波长入射光有着不同的吸收率。当单色光垂直照射人体,动脉血液对光的吸收量将随透光区域动脉血管搏动而变化,而皮肤、肌肉、骨骼和静脉血等其他组织对光的吸收是恒定不变的。当用两种特定波长的恒定光 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 照射手指时,假如适当选择入射光波长 $\lambda_1$  (HbO<sub>2</sub>、Hb在此处具有等吸收特性,即约805nm),运用 Lambert-Bear 定律并根据氧饱和度的定义可推出动脉血氧饱和度的近似公式为:  $SaO_2 = a + bQ$  式中:Q为两种波长 (HbO<sub>2</sub>、Hb) 的吸光度变化之比a、b为常数,与仪器传感器结构、测量条件有关。注重到生物组织是一个各向异性、强散射、弱吸收的复杂光学介质,因此在实际测量中无法用一个严格的公式来描述,所以一般是通过测量双光束吸光度变化之比,然后通

过经验定标曲线最终获取氧饱和度。而在选择双光束波长时,一般选择入射光波长为660nm和940nm。

[0049] 在具体实施时,血氧传感器按外形主要可以分为指套型、耳垂型、包裹型和粘附型,按用途又可分为成人型和儿童型、婴儿型几种。不论外形和类型如何,血氧传感器的原理构成是一样的,它们均由发光器件(光电发射二极管)和接收器件(光电接收二极管)组成。发光器件是由波长为660nm(650nm)的红光和波长为940nm(910nm)的红外光发射管组成。光敏接收器件大都采用接收面积大,灵敏度高,暗电流小,噪声低的PIN型光敏二极管,由它将接收到的入射光信号转换成电信号。

[0050] 本实施例中,如果血样传感器的产品形态为指套,则在指套上壁固定两个并列放置的发光二极管(光电发射二极管),发光波长分别为660nm红光和940nm红外光。下壁是一个光敏接收器件(光电接收二极管),它将透射过手指的红光和红外光转换成电信号。血氧计运行时,分时驱动电路让两个发光二极管按一定的时间间隔并以较低的占空比分别发光,根据光二极管发光强度与光电管接收到的透射光的强弱比值可分别计算出全血吸收率 $a_{660}$ 和 $a_{940}$ ,然后结合实验标定的系数A和B,代入前述公式中,就可以算得血氧饱和度的数值了。

[0051] 图7为本申请实施例七中心电电极的结构示意图,如图7所示,所述心电电极包括:基材底层701、表层702以及至少2个导电电极703。

[0052] 所述导电电极703间隔设置于所述基材底层701的上表面;所述基材底层701的上表面设置的所述导电电极703与所述基材底层701接触的表面面积总和不大于所述基材底层701的上表面面积;所述表层702位于所述基材底层701的上表面的所述导电电极703之上,所述表层702在覆盖所述导电电极703的同时并可覆盖未设置有所述导电电极703的基材底层701的上表面;所述表层702用于在进行心电监测时与患者形成多个物理接触点,不同物理接触点对应不同的所述导电电极703,以在所述表层702与所述患者形成多个物理接触时采集患者不同位置处的心电电信号。

[0053] 具体地,在本实施例中,所述基材底层701为PET层(Polyethylene Terephthalate,聚对苯二甲酸乙二醇酯);和/或,任一个或者多个所述导电电极703为银浆电极;和/或,所述表层702为导电水凝胶层。

[0054] 具体地,在本实施例中,PET为乳白色或浅黄色、高度结晶的聚合物,其表面平滑有光泽,具有抗蠕变性,耐疲劳性,耐摩擦性以及较好的稳定性。PET在较宽的温度范围内具有优良的物理机械性能,烘烤温度在720~750℃,最高承受温度可达780℃,可将导电电极703电镀到所述PET层上。

[0055] 本实施例中,所述基材底层701厚度不超过0.7mm,以使所述基材底层701的柔软度较好,提升用户体验,例如,可将基材底层701的厚度设置为0.075mm。

[0056] 本实施例中,银浆电极采用的银浆是以全印制电子技术制作印制电路板的关键材料。本实施例提供一种以环氧树脂为连结剂、自制超细银粉为填料、聚乙二醇等材料为添加剂的导电银浆的配方。具体为:银粉为70%~80%,其它各组分之间的质量比为:

[0057]  $\zeta$ (环氧树脂:四氢呋喃:固化剂:聚乙二醇)=7.00:(2.00~3.00):(0.20~0.30):(0.05~0.70)

[0058] 在上述配方范围内,导电银浆室温固化后电阻率小于700 $\Omega$ /cm,有机物挥发少,对

环境友好,符合实际应用的要求。

[0059] 本实施例中,所述银浆电极的厚度不超过0.07mm,以使所述银浆电极的在确保实现采集心电信号的基础上,减少原材料的消耗,例如,可将银浆电极的厚度设置为0.005mm。

[0060] 本实施例中,导电水凝胶(Electroconductive Hydrogel)为水溶性或亲水性的高分子通过一定的化学交联或物理交联而形成的,不会引起人体的任何不适感,提升了用户体验。

[0061] 在上述实施例的基础上,监测探头还可以包括:连接件,用于将监测探头连接在外部设备上。可选地,在本申请的任一实施例中,所述连接件包括线缆和接插件,所述线缆一端连接在所述检测探头上,一端连接所述接插件,所述接插件连接在外部设备上,以将所述传感元件检测到的电信号传输到外部设备上。可选地,在本申请的任一实施例中,所述线缆从内到外包括:内导体、绝缘体、外导体,在传输所述电信号时所述内导体和所述外导体之间形成电场。

[0062] 在上述实施例的基础上,所述存储芯片上还存储有所述监测探头的唯一性ID,所述唯一性ID作为单个监测探头的身份证ID号。在实际使用场景下,多个探头同时使用时,可以根据探头的ID号来判断该探头是属于那一类型的监测探头,比如温度探头、血氧探头、心电电极。有或者根据其ID号来判断该探头是不同的病人之间区分,同时也可以作为同一个病人的不同身体部位的区分特征。进一步地,所述存储芯片内还存储密码算法,用于所述监测探头和外部设备间进行匹配和识别。

[0063] 在上述实施例的基础上,所述存储芯片还存储有所述监测探头的有效累计使用时间,用于限定所述监测探头的使用寿命;和/或,所述存储芯片还存储有所述监测探头的有效累计使用次数,用于限定监测探头的使用次数;和/或,所述存储芯片还存储有所述监测探头的生产日期、失效日期信息,用于限定监测探头的有效使用期限。进一步地,所述存储芯片为单总线通信芯片。

[0064] 具体地,本实施例中,所述存储芯片内存储了该监测探头的使用时间,用于限定监测探头的使用寿命。有些监测探头的电气参数会随着使用时间的长短会下降,因为为了提高监测探头的电气性能,某些监测探头的存储芯片内部存储了该监测探头的使用时间,便可以通过该参数给使用者提醒或警示,避免因为使用过期的探头所造成的医疗事故。

[0065] 本实施例中,所述存储芯片内存储了该监测探头的使用次数,用于限定监测探头的使用次数,从而避免因为使用过期的探头所造成的医疗事故。

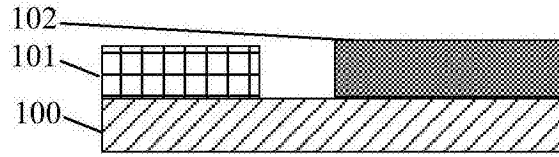


图1

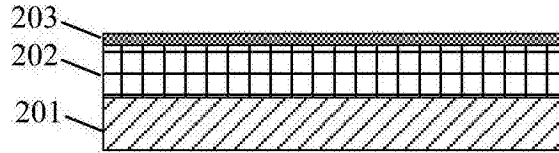


图2

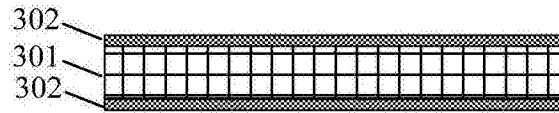


图3

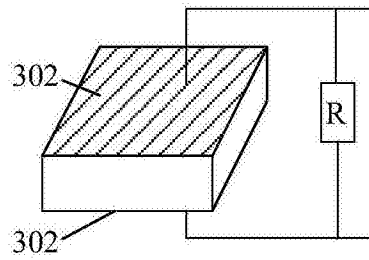


图4a

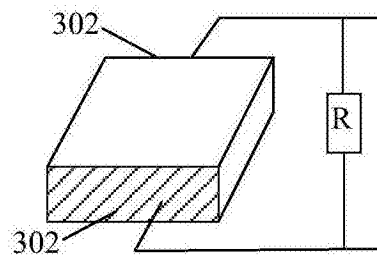


图4b

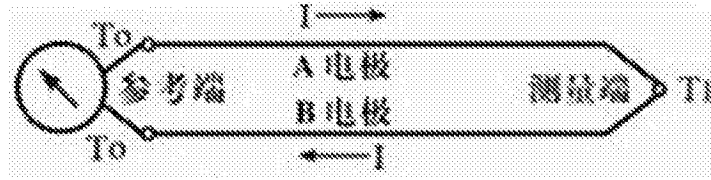


图5

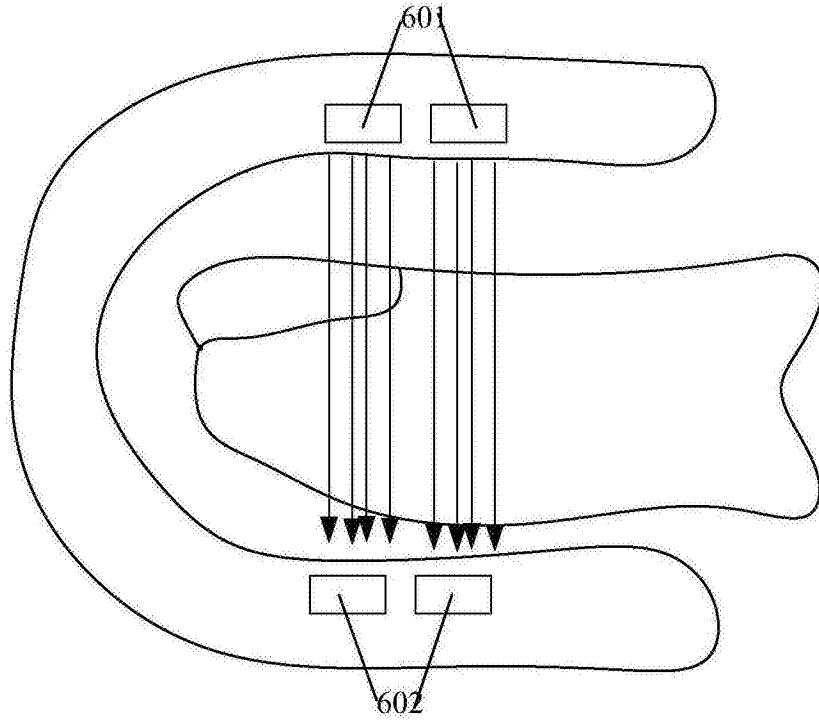


图6

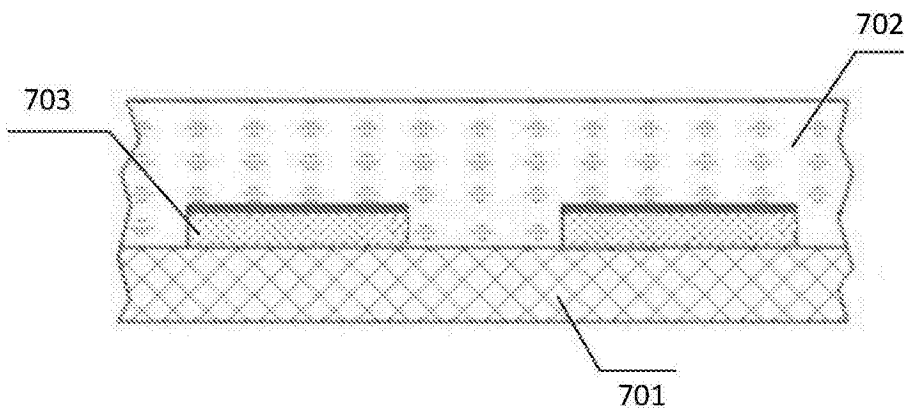


图7

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 监测探头  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN107320074A</a>                                      | 公开(公告)日 | 2017-11-07 |
| 申请号            | CN2017110614507.X   | 申请日     | 2017-07-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 铂元智能科技(北京)有限公司  |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 铂元智能科技(北京)有限公司  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 铂元智能科技(北京)有限公司  |         |            |
| [标]发明人         | 尹士畅   |         |            |
| 发明人            | 尹士畅   |         |            |
| IPC分类号         | A61B5/00 A61B5/0205 A61B5/01 A61B5/1455 A61B5/0408                |         |            |
| CPC分类号         | A61B5/00 A61B5/01 A61B5/02055 A61B5/0408 A61B5/14551 A61B2560/028 |         |            |
| 优先权            | 201720534424.5 2017-05-12 CN                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>                    |         |            |

摘要(译)

本申请实施例提供一种监测探头，其包括：存储芯片、传感元件，所述存储芯片用于存储根据所述传感元件可检测的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系，所述传感元件用于实时检测人体特征参数，并根据所述存储芯片上存储的参考人体特征参数和参考电信号的分级对应关系确定实时检测到的人体特征参数对应的实时电信号，克服了现有监测探头因为电气参数的差异造成的匹配性误差和制造成本偏高的问题，降低监测探头的生产成本的效果。

