



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110101374 A

(43)申请公布日 2019.08.09

(21)申请号 201910306854.5

(22)申请日 2019.04.17

(71)申请人 复旦大学附属儿科医院

地址 200000 上海市闵行区万源路399号复旦大学附属儿科医院7号楼403室

(72)发明人 胡晓静 黄国英

(74)专利代理机构 北京卓岚智财知识产权代理事务所(特殊普通合伙)  
11624

代理人 郭智

(51)Int.Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A47G 9/10(2006.01)

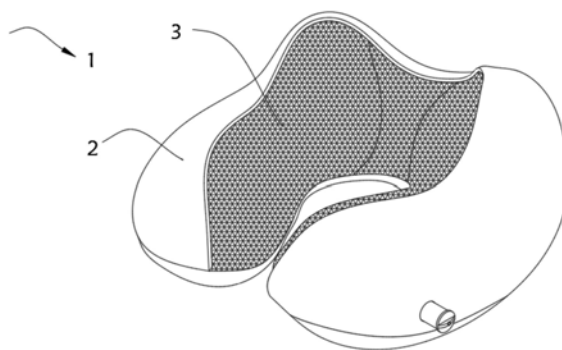
权利要求书2页 说明书9页 附图15页

(54)发明名称

新生儿体温心跳检测感应系统

(57)摘要

本发明涉及新生儿体温心跳检测感应系统,具体为新生儿体温心跳检测感应系统,包括U形枕。该新生儿体温心跳检测感应系统中,通过通气管向气囊内芯内注气,带动气囊内芯膨胀形变,进而U形枕的尺寸进行改变,便于根据新生儿头部尺寸的大小,调节U形枕的尺寸,使得U形枕能够完全贴合新生儿头部,通过盖板内部的卡槽卡入通气管,实现盖板和通气管的紧密连接,提高盖板和通气管整体连接的气密性,通过将体温测量芯片贴附在新生儿脑部,并通过体温分析模块进行分析,能够实时对新生儿的体温进行检测和数显,通过将心跳测量芯片贴附在新生儿脑部,并通过心跳信号分析模块进行分析,能够实时对新生儿的心跳进行检测和数显。



1. 新生儿体温心跳检测感应系统,包括U形枕(1),其特征在于:所述U形枕(1)包括头枕外套(2)以及设置在所述头枕外套(2)内部的气囊内芯(3),所述气囊内芯(3)为中空结构,且所述气囊内芯(3)外壁安装通气装置(4),所述通气装置(4)包括与所述气囊内芯(3)内部相连通的通气管(41),所述通气管(41)内开设有螺旋状滑槽(42),且所述滑槽(42)的一端设有出口槽(410),所述通气管(41)的一端设置有盖板(46),所述盖板(46)一端安装有矩形管(43),所述矩形管(43)的外壁安装有连接盘(44),所述连接盘(44)的一侧安装有与所述滑槽(42)滑动配合的滑块(45),所述盖板(46)的外表面一体成型有旋柄(47);所述盖板(46)的内壁设置有内环(461),所述盖板(46)内壁和所述内环(461)之间留有卡槽(462),所述卡槽(462)和所述通气管(41)卡接配合;所述头枕外套(2)包括外侧套体(21)以及内侧网(22),所述外侧套体(21)的外壁开设有与所述通气管(41)直径相适配的安装孔(23)。

2. 根据权利要求1所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:所述矩形管(43)的内部为中空结构,所述矩形管(43)的内壁对称安装有一对挡板(431),所述挡板(431)的顶端一体成型有弧形头(432)。

3. 根据权利要求2所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:其中一侧所述挡板(431)一端所述弧形头(432)的底端与另一侧所述挡板(431)一端所述弧形头(432)的顶端贴合。

4. 根据权利要求2所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:所述矩形管(43)的一端开设有进气管(48),所述盖板(46)的内壁中心位置开设有连接孔(463),所述连接孔(463)和所述进气管(48)相通,所述旋柄(47)的顶部开设有进气孔(49),所述进气孔(49)和所述连接孔(463)相通。

5. 根据权利要求1所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:所述内侧网(22)的外壁一侧安装有体温测量芯片(5),所述内侧网(22)的外壁另一侧安装有心跳检测芯片(6),所述体温测量芯片(5)和所述心跳检测芯片(6)均通过无线传输模块将检测的信号数据传输至显示屏(7)内。

6. 根据权利要求5所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:所述显示屏(7)内包括数据接收模块,所述数据接收模块用于接收体温测量芯片(5)和所述心跳检测芯片(6)检测的信号数据,所述显示屏(7)内还包括用于体温信号数据分析的体温分析模块以及用于心跳信号数据分析的心跳信号分析模块。

7. 根据权利要求6所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:所述体温分析模块包括信号放大模块、A/D转化模块、单片机控制模块和显示模块;

所述信号放大模块用于对检测的体温信号进行放大处理;

所述A/D转化模块用于将放大后的体温信号转化成能够被单片机识别的数字信号;

所述单片机控制模块用于对转化后的体温数字信号进行分析和处理;

所述显示模块用于对体温数据进行数显。

8. 根据权利要求6所述的新生儿体温心跳检测感应系统,其特征在于:所述心跳信号分析模块包括前置放大模块、工频陷波模块、单片机处理模块以及数据显示模块;

所述前置放大模块用于从强的噪声背景中提取需要的心跳信号;

所述工频陷波模块用于滤掉工频干扰信号;

所述单片机处理模块用于对采集的心跳信号进行处理,并输出;

所述数据显示模块用于对处理后的心跳信号数据进行数显。

## 新生儿体温心跳检测感应系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及新生儿体温心跳检测感应系统，具体为新生儿体温心跳检测感应系统。

### 背景技术

[0002] 由于新生儿的头部骨骼组织较软，有必要采用头枕对新生儿的头部进行约束，以便于调整新生儿的头骨成型，但现有的头枕形状各异，且无法根据新生儿的头骨形状进行改变，影响新生儿的使用效果，同时新生儿的身体的免疫系统并不健全，因此需要的身体特征进行实时检测。鉴于此，我们提出新生儿体温心跳检测感应系统。

### 发明内容

[0003] 本发明的目的在于提供新生儿体温心跳检测感应系统，以解决上述背景技术中提出的头枕形状各异，且无法根据新生儿的头骨形状进行改变，影响新生儿的使用效果，同时新生儿的身体的免疫系统并不健全，因此需要的身体特征进行实时检测的问题。

[0004] 为实现上述目的，本发明提供新生儿体温心跳检测感应系统，包括U形枕，所述U形枕包括头枕外套以及设置在所述头枕外套内部的气囊内芯，所述气囊内芯为中空结构，且所述气囊内芯外壁安装通气装置，所述通气装置包括与所述气囊内芯内部相连通的通气管，所述通气管内开设有螺旋状滑槽，且所述滑槽的一端设有出口槽，所述通气管的一端设置有盖板，所述盖板一端安装有矩形管，所述矩形管的外壁安装有连接盘，所述连接盘的一侧安装有与所述滑槽滑动配合的滑块，所述盖板的外表面一体成型有旋柄。

[0005] 作为优选，所述盖板的内壁设置有内环，所述盖板内壁和所述内环之间留有卡槽，所述卡槽和所述通气管卡接配合。

[0006] 作为优选，所述头枕外套包括外侧套体以及内侧网，所述外侧套体的外壁开设有与所述通气管直径相适配的安装孔。

[0007] 作为优选，所述矩形管的内部为中空结构，所述矩形管的内壁对称安装有一对挡板，所述挡板的顶端一体成型有弧形头。

[0008] 作为优选，其中一侧所述挡板一端所述弧形头的底端与另一侧所述挡板一端所述弧形头的顶端贴合。

[0009] 作为优选，所述矩形管的一端开设有进气管，所述盖板的内壁中心位置开设有连接孔，所述连接孔和所述进气管相通，所述旋柄的顶部开设有进气孔，所述进气孔和所述连接孔相通。

[0010] 作为优选，所述内侧网的外壁一侧安装有体温测量芯片，所述内侧网的外壁另一侧安装有心跳检测芯片，所述体温测量芯片和所述心跳检测芯片均通过无线传输模块将检测的信号数据传输至显示屏内。

[0011] 作为优选，所述显示屏内包括数据接收模块，所述数据接收模块用于接收体温测量芯片和所述心跳检测芯片检测的信号数据，所述显示屏内还包括用于体温信号数据分析

的体温分析模块以及用于心跳信号数据分析的心跳信号分析模块。

[0012] 作为优选,所述体温分析模块包括信号放大模块、A/D转化模块、单片机控制模块和显示模块;

[0013] 所述信号放大模块用于对检测的体温信号进行放大处理;

[0014] 所述A/D转化模块用于将放大后的体温信号转化成能够被单片机识别的数字信号;

[0015] 所述单片机控制模块用于对转化后的体温数字信号进行分析和处理;

[0016] 所述显示模块用于对体温数据进行数显。

[0017] 作为优选,所述心跳信号分析模块包括前置放大模块、工频陷波模块、单片机处理模块以及数据显示模块;

[0018] 所述前置放大模块用于从强的噪声背景中提取需要的心跳信号;

[0019] 所述工频陷波模块用于滤掉工频干扰信号;

[0020] 所述单片机处理模块用于对采集的心跳信号进行处理,并输出;

[0021] 所述数据显示模块用于对处理后的心跳信号数据进行数显。

[0022] 与现有技术相比,本发明的有益效果:

[0023] 1、该新生儿体温心跳检测感应系统中,通过向气囊内芯内注气,带动气囊内芯膨胀形变,进而U形枕的尺寸进行改变,便于根据新生儿头部尺寸的大小,调节U形枕的尺寸,使得U形枕能够完全贴合新生儿头部。

[0024] 2、该新生儿体温心跳检测感应系统中,通过盖板内部的卡槽卡入通气管,实现盖板和通气管的紧密连接,提高盖板和通气管整体连接的气密性。

[0025] 3、该新生儿体温心跳检测感应系统中,挡板通过自身弹性自动闭合,使得通气管整体为密封状态,此时气囊内芯内部气体无法泄漏,避免出现气囊内芯漏气形变的问题进一步提高通气管整体的气密性。

[0026] 4、该新生儿体温心跳检测感应系统中,通过将体温测量芯片贴附在新生儿脑部,并通过体温分析模块进行分析,能够实时对新生儿的体温进行检测和数显。

[0027] 5、该新生儿体温心跳检测感应系统中,通过将心跳测量芯片贴附在新生儿脑部,并通过心跳信号分析模块进行分析,能够实时对新生儿的心跳进行检测和数显。

## 附图说明

[0028] 图1为本发明的整体结构示意图;

[0029] 图2为本发明的气囊内芯结构示意图;

[0030] 图3为本发明的通气装置结构拆分图;

[0031] 图4为本发明的盖板结构示意图;

[0032] 图5为本发明的头枕外套结构示意图;

[0033] 图6为本发明的矩形管内部结构示意图;

[0034] 图7为本发明的实施例3中U形枕结构示意图;

[0035] 图8为本发明的实施例3中U形枕和显示屏连接框架示意图;

[0036] 图9为本发明的体温检测芯片和心跳检测芯片与显示屏连接模块图;

[0037] 图10为本发明的显示屏模块图;

- [0038] 图11为本发明的体温分析模块示意图；
- [0039] 图12为本发明的心跳信号分析模块示意图；
- [0040] 图13为本发明的PVDF压电效应示意图；
- [0041] 图14为本发明的无线传输模块电路图；
- [0042] 图15为本发明的信号放大模块电路图；
- [0043] 图16为本发明的A/D转化模块电路图；
- [0044] 图17为本发明的单片机控制模块电路图；
- [0045] 图18为本发明的显示模块电路图；
- [0046] 图19为本发明的前置放大模块电路图；
- [0047] 图20为本发明的工频陷波模块电路图。
- [0048] 图中：1、U形枕；2、头枕外套；21、外侧套体；22、内侧网；23、安装孔；3、气囊内芯；4、通气装置；41、通气管；42、滑槽；43、矩形管；431、挡板；432、弧形头；44、连接盘；45、滑块；46、盖板；461、内环；462、卡槽；463、连接孔；47、旋柄；48、进气管；49、进气孔；5、体温检测芯片；6、心跳检测芯片；7、显示屏。

### 具体实施方式

[0049] 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，所描述的实施例仅仅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。

[0050] 在本发明的描述中，需要理解的是，术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“左”、“右”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“顺时针”、“逆时针”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系，仅是为了便于描述本发明和简化描述，而不是指示或暗示所指的设备或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作，因此不能理解为对本发明的限制。

#### [0051] 实施例1

[0052] 本发明提供新生儿体温心跳检测感应系统，如图1-图5所示，包括U形枕1，U形枕1包括头枕外套2以及设置在头枕外套2内部的气囊内芯3，气囊内芯3为中空结构，且气囊内芯3外壁安装通气装置4，通气装置4包括与气囊内芯3内部相连通的通气管41，通气管41内开设有螺旋状滑槽42，且滑槽42的一端设有出口槽410，通气管41的一端设置有盖板46，盖板46一端安装有矩形管43，矩形管43的外壁安装有连接盘44，连接盘44的一侧安装有与滑槽42滑动配合的滑块45，盖板46的外表面一体成型有旋柄47。

[0053] 本实施例中，气囊内芯3呈“U”形结构，且头枕外套2为中空结构，便于将气囊内芯3放置进入头枕外套2内，且“U”形结构的气囊内芯3能够贴合新生儿头部，并对新生儿头部进行约束支撑。

[0054] 进一步的，气囊内芯3采用硅胶材质制成，其材质具有良好的韧性，且形变性能强，同时硅胶材质环保无毒，能够直接与新生儿的皮肤进行接触。

[0055] 具体的，盖板46的内壁设置有内环461，盖板46内壁和内环461之间留有卡槽462，卡槽462和通气管41卡接配合，当盖板46卡在通气管41一端时，盖板46内部的卡槽462卡入

通气管41,实现盖板46和通气管41的紧密连接,提高盖板46和通气管41整体连接的气密性。

[0056] 值得说明的是,头枕外套2包括外侧套体21以及内侧网22,外侧套体21的外壁开设有与通气管41直径相适配的安装孔23,便于将通气管41从安装孔23处穿出,使得通气管41的一端置于头枕外套2的外侧。

[0057] 此外,外侧套体21采用水凝胶材质制成,其材质具有良好的韧性,形变性能好,且表面光滑,能够与皮肤直接接触。

[0058] 进一步的,出口槽410设置在通气管41的外壁上,使得滑块45从滑槽42滑入出口槽410后,矩形管43整体从通气管41取出。

[0059] 本实施例的新生儿体温心跳检测感应系统对U形枕1调节时,通过旋转旋柄47带动盖板46转动,同时矩形管43在通气管41内转动,滑块45在滑槽42内滑动,并顺着滑槽42滑入出口槽410一侧,当滑块45滑入出口槽410后,滑块能够从出口槽410处取出,同时矩形管43整体从通气管41取出,此时直接通过通气管41向气囊内芯3内注气,带动气囊内芯3膨胀形变,进而U形枕1的尺寸进行改变,便于根据新生儿头部尺寸的大小,调节U形枕1的尺寸,使得U形枕1能够完全贴合新生儿头部,当U形枕1调节完毕后,再次将滑块45卡入到出口槽10内,此时连接板44卡在通气管41的内部,防止气囊内芯3内部气体泄漏,同时通过旋转旋柄47带动盖板46转动,滑块45在从出口槽410滑入滑槽42内,并顺着滑槽42滑动,将矩形管43滑入通气管41中,并将盖板46卡在通气管41上,此时盖板46内部的卡槽462卡入通气管41,实现盖板46和通气管41的紧密连接,提高盖板46和通气管41整体连接的气密性。

[0060] 实施例2

[0061] 在具体实施过程中,当U形枕1尺寸调节完毕后,需要对通气管41进行快速密封,而在操作过程中,连接板44卡在通气管41内部需要一定时间,该段时间通气管41为开口状态,使得气囊内芯3内部气体会从通气管41泄漏,导致气囊内芯3产生形变,进而导致U形枕1整体尺寸产生变化,为了防止通气管41产生漏气现象,本发明人员对矩形管43的结构作出改进,作为一种优选实施例,如图6所示,矩形管43的内部为中空结构,矩形管43的内壁对称安装有一对挡板431,挡板431的顶端一体成型有弧形头432,其中一侧挡板431一端弧形头432的底端与另一侧挡板431一端弧形头432的顶端贴合。

[0062] 本实施例中,挡板431采用橡胶材质制成,其材质具有良好的气密性,且韧性强,形变性好。

[0063] 具体的,挡板431和矩形管43内壁贴合,且挡板431一端和矩形管43内壁粘连固定,便于将挡板431固定在矩形管43内,同时挡板431能够在矩形管43内形成密封结构。

[0064] 进一步的,矩形管43的一端开设有进气管48,盖板46的内壁中心位置开设有连接孔463,连接孔463和进气管48相通,旋柄47的顶部开设有进气孔49,进气孔49和连接孔463相通,便于通过向进气孔49内注入气体,气体可通过连接孔463排入进气管48内,最终进入矩形管43内。

[0065] 本实施例的新生儿体温心跳检测感应系统的矩形管43在使用时,通过向进气孔49内注入气体,气体通过连接孔463排入进气管48内,并进入矩形管43内,气体在矩形管43内向气囊内芯3一侧运动,并在挡板431顶端的弧形头432处施加压力,将两个挡板431顶开,此时两个挡板431之间产生一定间隙,气体可从矩形管43排入通气管41,并进入气囊内芯3内,当矩形管43内没有气体注入时,两个挡板431通过自身弹性自动闭合,而盖板46内部的卡槽

462卡入通气管41,此时通气管41整体为密封状态,气囊内芯3内部气体无法泄漏,避免出现气囊内芯3漏气形变的问题。

#### [0066] 实施例3

[0067] 作为本发明的第三种实施例,为了便于对新生儿的体温和心跳进行检测,并进行显示,本发明人员对内侧网22的结构作出改进,作为一种优选实施例,如图7-图10所示,内侧网22的外壁一侧安装有体温测量芯片5,内侧网22的外壁另一侧安装有心跳检测芯片6,体温测量芯片5和心跳检测芯片6均通过无线传输模块将检测的信号数据传输至显示屏7内,显示屏7内包括数据接收模块,数据接收模块用于接收体温测量芯片5和心跳检测芯片6检测的信号数据,显示屏7内还包括用于体温信号数据分析的体温分析模块以及用于心跳信号数据分析的心跳信号分析模块。

[0068] 本实施例中,体温测量芯片5和心跳检测芯片6分别安装在内侧网22靠近太阳穴一侧,使得新生儿头部枕在内侧网22时,体温测量芯片5和心跳检测芯片6贴合在新生儿的太阳穴上。

[0069] 进一步的,体温测量芯片5和心跳检测芯片6均粘连在内侧网22上,便于实现体温测量芯片5和心跳检测芯片6的固定,防止体温测量芯片5和心跳检测芯片6脱落。

[0070] 具体的,体温测量芯片5选用型号为D203S的红外温度传感器,D203S是通用双元热释电红外线感测器,它是利用温度变化的特征来探测红外线的辐射,采用双灵敏元互补的方法抑制温度变化产生的干扰,提高了感测器的工作稳定性。

[0071] 此外,心跳检测芯片6选用PVDF压电薄膜传感器,PVDF压电薄膜传感器的工作原理如图13所示,PVDF压电薄膜传感器的压点原理方程为:

$$[0072] \quad D=dT+\epsilon E$$

[0073] 其中,D为电荷密度矩阵,d为压电系数矩阵,T为应力,为质的介电常数矩阵,E为电场强度,若无外加电场条件下,其原理可简化为:

$$[0074] \quad D=dT$$

[0075] 值得说明的是,无线传输模块可采用STC12C5A60S2单片机与nRF24L01无线收发芯片构成,STC12C5A60S2单片机与nRF24L01无线收发芯片构成的发送端和接收端组成,发送端通过单片机进行A/D变换和无线传输,接收端通过nRF24L01接收数据,再送至STC12C5A60S2单片机进行显示与分析,无线模块nRF24L01所有配置工作都是通过SPI完成,共有30B的配置字,一般采用EnhancedShockBurst™收发模式,这种工作模式下,系统的程序编制会更加简单,并且稳定性也会更高,EnhancedShockBurst™的配置字使nRF24L01能够处理射频协议,配置完成后,在nRF24L01工作的过程中,只需改变其最低一个字节中的内容就可以实现接收模式和发送模式之间的切换,无线单片收发芯片nRF24L01,采用FSK调制,可以实现点对点或1对6的无线通信,无线通信速度可以达到2Mb/s,nRF24L01可以由SPI接口与微处理器连接,通过这个接口完成设置和收发数据工作,STC12C5A60S2单片机集成了SPI控制器,可以非常方便地通过软件设置,只收到本机地址时才会输出数据,编程很方便,其电路如图14所示。

#### [0076] 实施例4

[0077] 作为本发明的第四种实施例,为了便于对新生儿的体温数据进行分析,本发明人员设置体温分析模块,作为一种优选实施例,如图11所示,体温分析模块包括信号放大模



块、A/D转化模块、单片机控制模块和显示模块,信号放大模块用于对检测的体温信号进行放大处理,A/D转化模块用于将放大后的体温信号转化成能够被单片机识别的数字信号,单片机控制模块用于对转化后的体温数字信号进行分析和处理,显示模块用于对体温数据进行数显。

[0078] 本实施例中,信号放大模块基于LM324差动放大器进行设计,LM324为带有真差动输入的四运算放大器,该四放大器可以工作在低到3.0伏或者高到32伏的电源下,静态电流大致为MC1741的静态电流的五分之一,共模输入范围包括负电源,因而消除了在许多应用场合中采用外部偏置元件的必要性,其电路如图15所示。

[0079] 具体的,A/D转化模块采用ADC0832芯片,ADC0832是8脚双列直插式双通道A/D转换器,能分别对两路模拟信号实现模—数转换,可以用在单端输入方式和差分方式下工作,ADC0832采用串行通信方式,通过DI数据输入端进行通道选择、数据采集及数据传送,8位的分辨率,可以适应一般的模拟量转换要求,其内部电源输入与参考电压的复用,使得芯片的模拟电压输入在0-5V之间,具有双数据输出可作为数据校验,以减少数据误差,转换速度快且稳定性强,独立的芯片使能输入,使多器件挂接和处理器控制变的更加方便。

[0080] 进一步的,A/D转化模块电路如图16所示,正常情况下ADC0832与单片机的接口应为4条数据线,分别是CS、CLK、DO、DI,但由于DO端与DI端在通信时并未同时使用并与单片机的接口是双向的,所以在I/O口资源紧张时可以将DO和DI并联在一根数据线上使用,当ADC0832未工作时其CS输入端应为高电平,此时芯片禁用,CLK和DO/DI的电平可任意,当要进行A/D转换时,须先将CS使能端置于低电平并且保持低电平直到转换完全结束。此时芯片开始转换工作,同时由处理器向芯片时钟(CLK)输入端输入时钟脉冲,DO/DI端则使用DI端输入通道功能选择的数据信号,在第一个时钟脉冲的下沉之前DI端必须是高电平,表示起始信号,在第二、三个脉冲下沉之前DI端应输入两位数据用于选择通道功能,图16中,ADC0832的CH1作为红外电信号的输入,DO输出至单片机。其中CLK连接单片机的P1.2,DIDO连接单片机的P1.3,CS连接单片机的P1.5,ADC0832将接受到的人体红外电信号转换为二进制数字信号输入给单片机。

[0081] 值得说明的是,单片机控制模块选用美国Atmel公司AT89S52单片机,AT89S52单片机是AT89S系列单片机中的一种,它是在现已广泛应用于工业控制等各领域的AT89C52系列单片机的换代产品,它具有89C52的全部功能,是80C51的增强型并且指令完全兼容。

[0082] 此外,单片机控制模块的电路如图17所示,其引脚描述如下:

[0083] P0口:P0口是一组8位漏极开路型双向I/O口,作为输出口用时,每位能吸收电流的方式驱动8个TTL逻辑门电路,对端口P0写“1”时,可作为高阻抗输入端用。在访问外部数据存储器或程序存储器时,这组口线分时转换地址(低8位)和数据总线复用,在访问期间激活内部上拉电阻。在Flash编程时,P0口接收指令字节,而在程序校验时,输出指令字节,校验时,要求外接上拉电阻;

[0084] P1,口:P1,是一个带内部上拉电阻的8,位双向I/O,口,P1,的输出缓冲级可驱动(吸收或输出电流)4,个TTL,逻辑门电路,对端口写“1”,通过内部的上拉电阻把端口拉到高电平,此时可作输入口,作输入口使用时,因为内部存在上拉电阻,某个引脚被外部信号拉低时会输出一个电流(IIL),此外,P1.0,和P1.2,还可分别作为定时/计数器2,的外部计数输入(P1.0/T2)和输定时器/计数器2的触发输入,Flash,编程和程序校验期间,P1,接收低

8,位地址;

[0085] P2口:P2是一个带有内部上拉电阻的8位双向I/O口,P2的输出缓冲级可驱动(吸收或输出电流)4个TTL逻辑门电路,对端口P2写“1”,通过内部的上拉电阻把端口拉到高电平,此时可作输入口,作输入口使用时,因为内部存在上拉电阻,某个引脚被外部信号拉低时会输出一个电流(IIL),在访问外部程序存储器或16位地址的外部数据存储器(例如执行MOVX@DPTR指令)时,P2口送出高8位地址数据,在访问8位地址的外部数据存储器(如执行MOVX@RI指令)时,P2口输出P2锁存器的内容,Flash编程或校验时,P2亦接收高位地址和一些控制信号;

[0086] P3口:P3,口是一组带有内部上拉电阻的8,位双向I/O,口,P3,口输出缓冲级可驱动(吸收或输出电流)4,个TTL,逻辑门电路,对P3,口写入“1”时,它们被内部上拉电阻拉高并可作为输入端口,此时,被外部拉低的P3,口将用上拉电阻输出电流(IIL),P3,口除了作为一般的I/O,口线外,更重要的用途是它的第二功能,P3,口还接收一些用于Flash,闪速存储器编程和程序校验的控制信号;

[0087] RST:复位输入,当振荡器工作时,RST引脚出现两个机器周期以上高电平将使单片机复位;

[0088] ALE/PROG:当访问外部程序存储器或数据存储器时,ALE(地址锁存允许)输出脉冲用于锁存地址的低8位字节,一般情况下,ALE仍以时钟振荡频率的1/6输出固定的脉冲信号,因此它可对外输出时钟或用于定时目的,要注意的是:每当访问外部数据存储器时将跳过一个ALE脉冲,对Flash存储器编程期间,该引脚还用于输入编程脉冲(PROG),如有必要,可通过对特殊功能寄存器(SFR)区中的8EH单元的D0位置位,可禁止ALE操作,该位置位后,只有一条MOVX和MOVC指令才能将ALE激活,此外,该引脚会被微弱拉高,单片机执行外部程序时,应设置ALE禁止位无效;

[0089] PSEN:程序储存允许(PSEN)输出是外部程序存储器的读选通信号,当AT89S52由外部程序存储器取指令(或数据)时,每个机器周期两次PSEN有效,即输出两个脉冲,在此期间,当访问外部数据存储器,将跳过两次PSEN信号;

[0090] EA/VPP:外部访问允许,欲使CPU仅访问外部程序存储器(地址为0000H—FFFFH),EA端必须保持低电平(接地),需注意的是:如果加密位LB1被编程,复位时内部会锁存EA端状态,如EA端为高电平(接Vcc端),CPU则执行内部程序存储器中的指令,Flash存储器编程时,该引脚加上+12V的编程允许电源Vpp,当然这必须是该器件是使用12V编程电压Vpp;

[0091] XTAL1:振荡器反相放大器的及内部时钟发生器的输入端,XTAL2:振荡器反相放大器的输出端。

[0092] 除此之外,显示模块选用型号为74LS164寄存器进行设计,4LS164为8位移位寄存器,管脚图如图3-11所示,当清除端(CLEAR)为低电平时,输出端(QA-QH)均为低电平,串行数据输入端(A,B)可控制数据,当A、B任意一个为低电平时,则禁止新数据输入,在时钟端(CLOCK)脉冲上升沿作用下Q0为低电平,当A、B有一个为高电平,则另一个就允许输入数据,并在CLOCK上升沿作用下决定Q0的状态。

[0093] 值得说明的是,显示模块电路如图18所示,通过1片74LS164来驱动的,用循环送显的方式,通过9012来选择要送显的数码管,单片机的P0.5和P04,来控制74LS164的片选和CLK时钟端,74LS164的输出Q0-Q7分别接到数码管的a-h端口,从而实现单片机控制数码管

显示的功能。

[0094] 实施例5

[0095] 作为本发明的第四种实施例,为了便于对新生儿的心跳数据进行分析,本发明人员设置心跳信号分析模块,作为一种优选实施例,如图12所示,心跳信号分析模块包括前置放大模块、工频陷波模块、单片机处理模块以及数据显示模块,前置放大模块用于从强的噪声背景中提取需要的心跳信号,工频陷波模块用于滤掉工频干扰信号,单片机处理模块用于对采集的心跳信号进行处理,并输出,数据显示模块用于对处理后的心跳信号数据进行数显。

[0096] 本实施例中,前置放大模块要求是高输入阻抗、高共模抑制比、高增益、高稳定性、低噪声、低漂,同时考虑到便携性,还要同时考虑功耗及体积的特性,本实施例中的前置放大模块选用美国AnalogDevices公司的AD620AN、AD620AN0z的前置放大模器,其电路如图19所示,AD620AN为三运放集成的仪表放大器结构,为保护增益控制的高精度,其输入端的三极管提供简单的差分双极输入,并采用p工艺获得更低的输入偏置电流,通过输入级内部运放的反馈,保持输入三极管的集电极电流恒定,并使输入电压加到外部增益控制电阻Rg上。进一步的,带通滤波模块采用二阶有源滤波器,其增益为:

$$[0097] \quad K = \frac{R_2 + R_1}{R_2}$$

[0098] 该电路的传递函数推导如下:根据电路,分别列出节点C及B的电流方程 $\Sigma I = 0$ ,得:

$$[0099] \quad \begin{cases} U_C (Y_1 + Y_2 + Y_3) - U_i Y_1 - U_B Y_3 - U_o Y_2 = 0 \\ U_B (Y_3 + Y_4) - U_C Y_3 = 0 \\ U_o = U_B K \end{cases}$$

[0100] 联立上式可得:

$$[0101] \quad A_{uf} = \frac{U_o(s)}{U_i(s)} = \frac{K Y_1 Y_3}{Y_4 (Y_1 + Y_2 + Y_3) + [Y_1 + Y_2 (1 - K)] Y_3}$$

[0102] 赋予Y1到Y4不同的阻容元件,可以得到不同类型的滤波器,令 $Y_1 = Y_3 = 1/R$ , $Y_2 = Y_4 = sC$ ,则传递函数:

$$[0103] \quad A_{uf1}(s) = \frac{K \left( \frac{1}{R^2 C^2} \right)}{s^2 + \frac{3-K}{RC} s + \frac{1}{R^2 C^2}} = \frac{K \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} s + \omega_0^2}$$

[0104] 该传递函数共有两个极点而没有零点,是一个二阶低通滤波器,其中:

$$[0105] \quad \omega_0 = \frac{1}{RC} (3-8), \quad K = 1 + \frac{R_{f2}}{R_{f1}} (3-9), \quad Q = \frac{1}{3-K} (3-10)$$

[0106] 式中 $\omega_0$ 为特征角频率,K为运放增益,Q为滤波电路的等效品质因素,Q值太低,滤波器很难有陡峭的过渡带,当 $K > 3$ 时,母中系数s项变为负,极点就会移至s平面的右半平面,从而导致系统不稳定,如果将低通电路中的R和C的位置互换,就可以得到RC高通电路,即若

$Y1=Y3=SC, Y2=Y4=1/R$ , 就可以得到二阶有源高通滤波器, 由于二阶高通滤波器与二阶低通滤波器在电路结构上存在对称性, 他们的传递函数也存在对偶关系, 可得高通滤波器的传递函数为:

$$[0107] \quad A_{HF2}(s) = \frac{Ks^2}{s^2 + \frac{3-K}{RC}s + \frac{1}{R^2C^2}} = \frac{Ks^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2}$$

[0108] 当低通和高通滤波电路串联, 可以构成带通滤波电路, 条件是低通滤波器的截止角频率大于高通滤波电路的截止角频率, 两者覆盖的通带就提供了一个带通响应。

[0109] 尽管在前置放大电路中, 本实施例采用了低噪声的集成运放来抑制50HZ工频干扰, 但往往在不同环境中实际测量时, 不能完全消除50HZ工频干扰, 因此还要设计工频陷波模块来消除工频干扰, 一般常用带阻滤波予以抑制, 带阻滤波器又叫陷波器, 当50HZ干扰非常严重时, 可采用以50HZ为中心频率的陷波器把50HZ的频率成分滤掉, 该工频陷波模块电路如图20所示。

[0110] 进一步的, 单片机处理模块采用用AT89S51系列单片机, AT89S51系列单片机基于简化的嵌入式控制系统结构, 具有体积小、重量轻, 成本低的优点, 具有很强的灵活性。

[0111] 以上显示和描述了本发明的基本原理、主要特征和本发明的优点。本行业的技术人员应该了解, 本发明不受上述实施例的限制, 上述实施例和说明书中描述的仅为本发明的优选例, 并不用来限制本发明, 在不脱离本发明精神和范围的前提下, 本发明还会有各种变化和改进, 这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

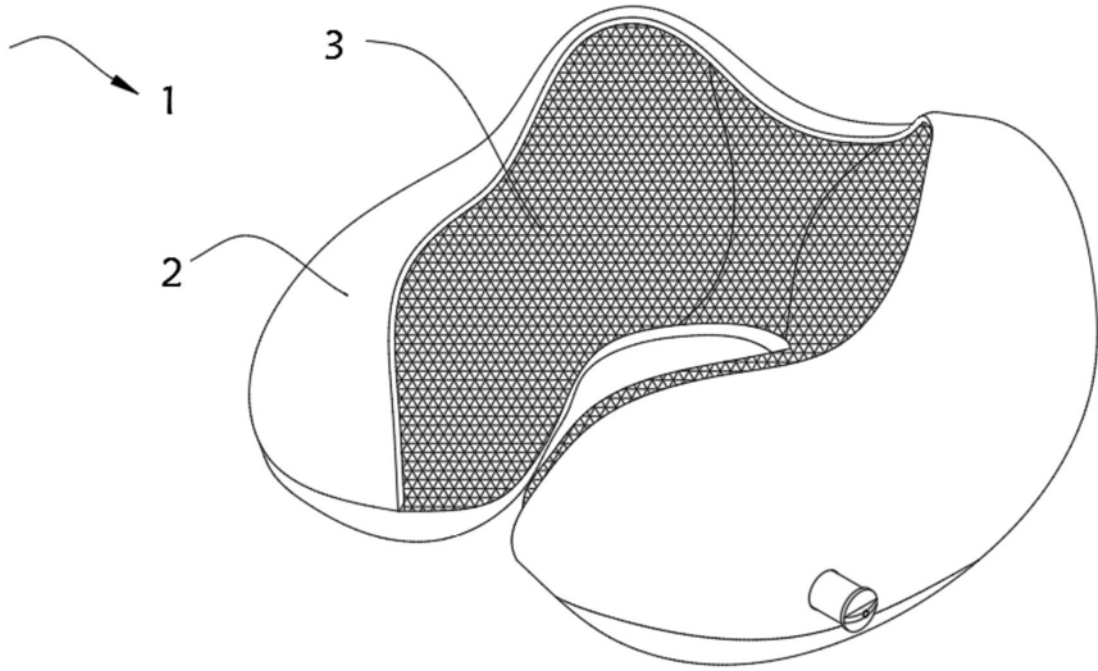


图1

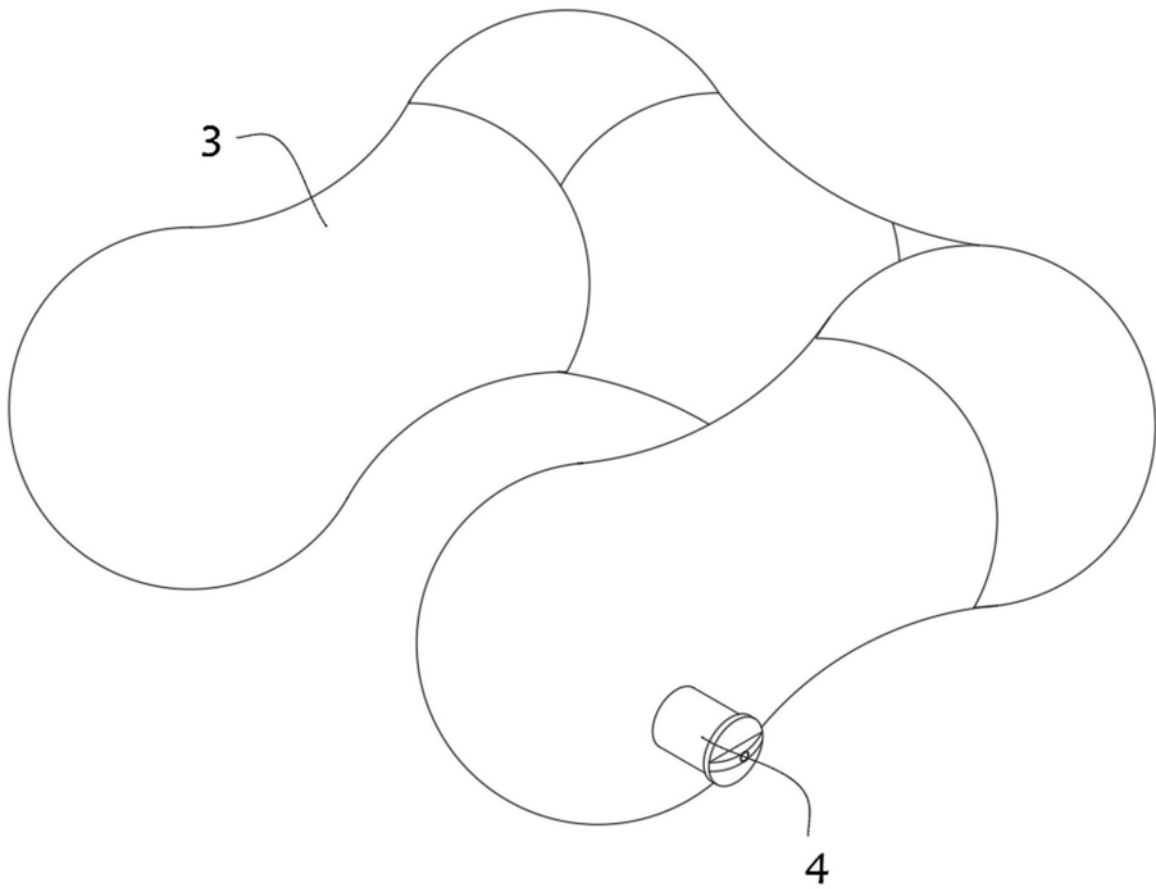


图2

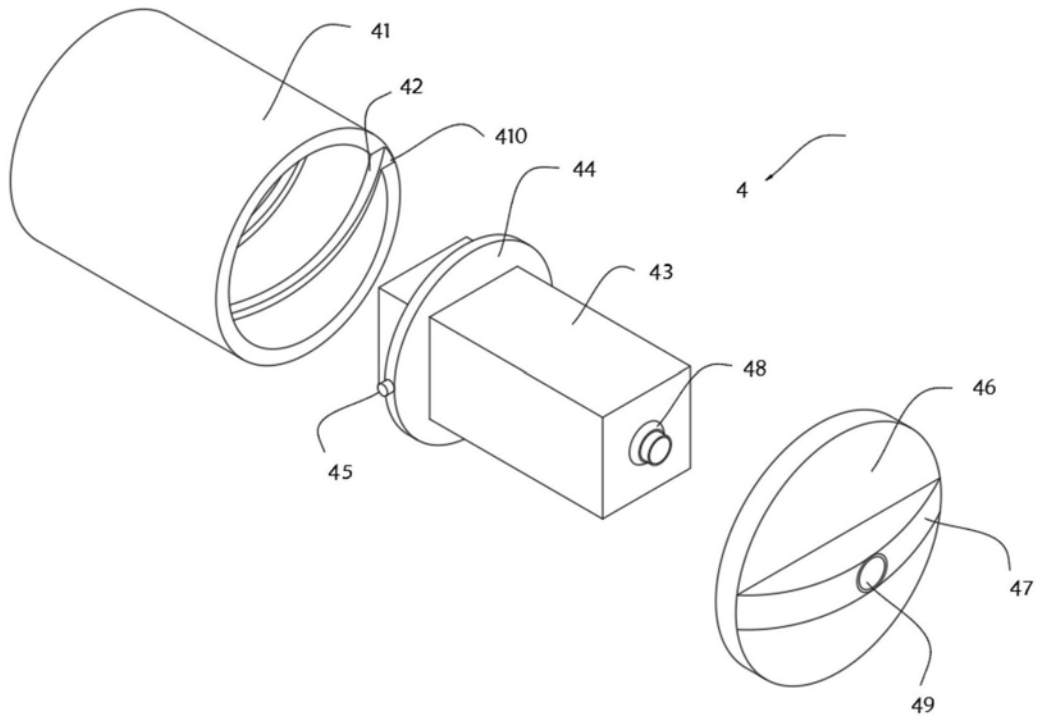


图3

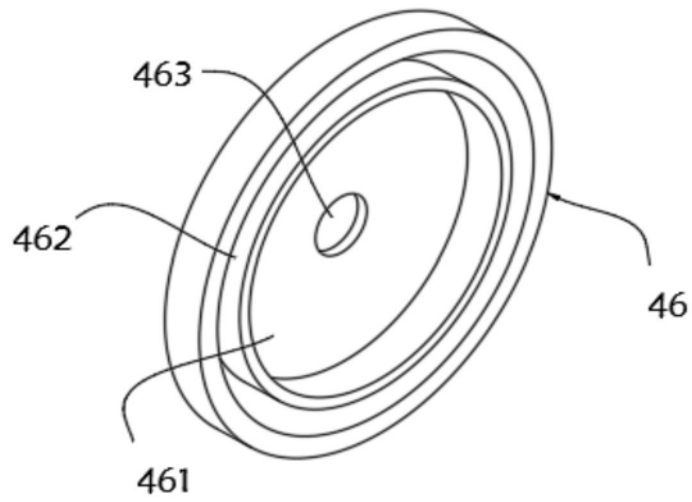


图4

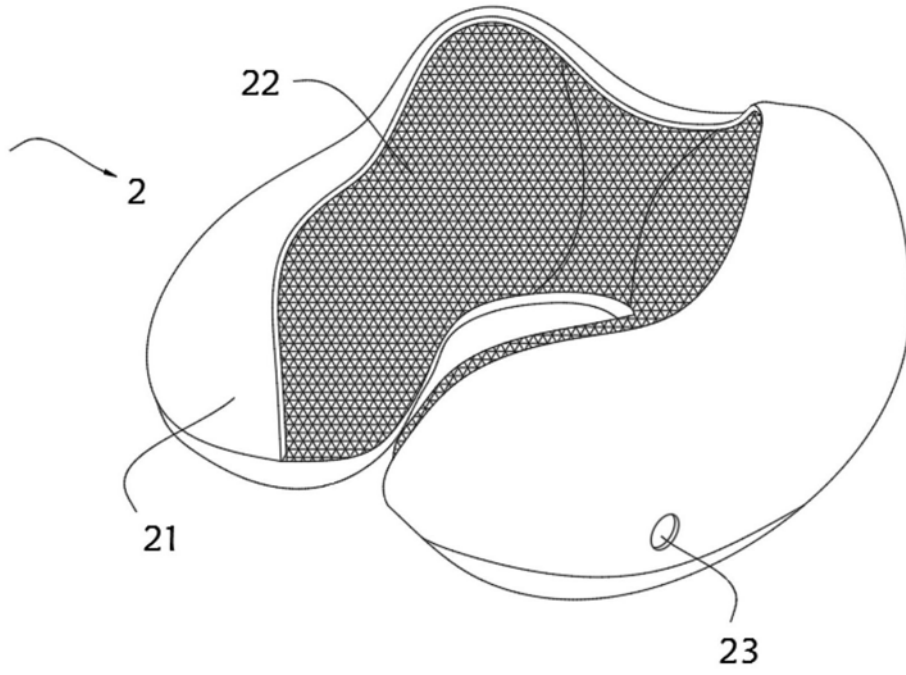


图5

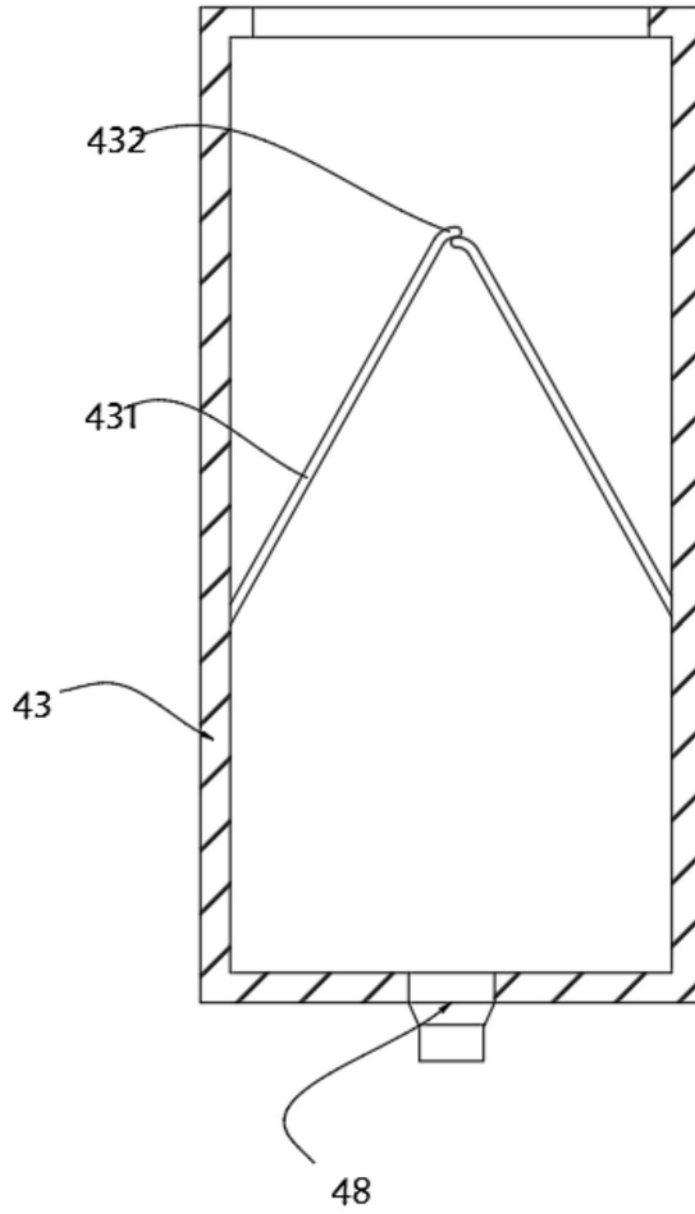


图6



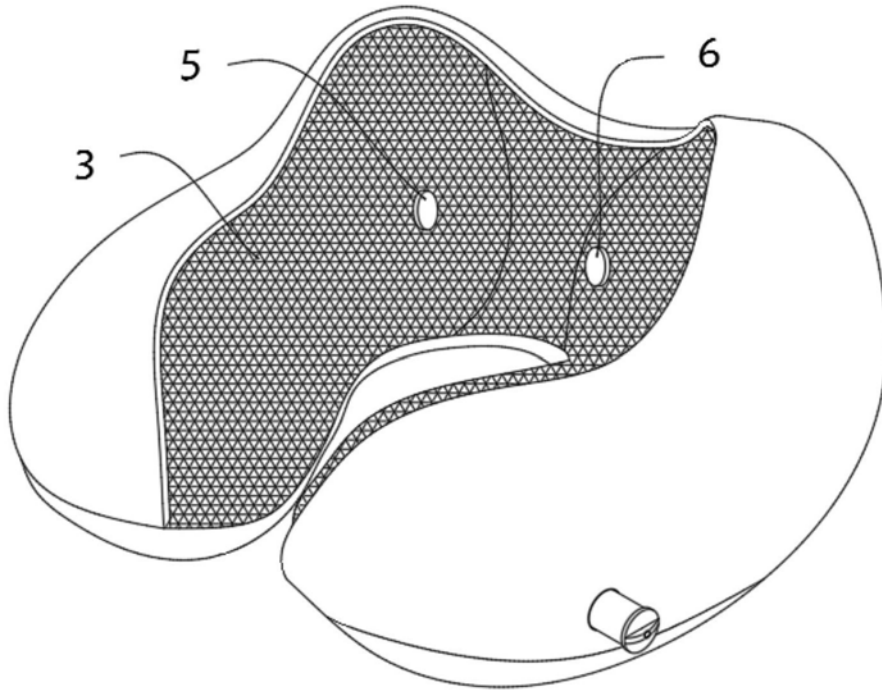


图7

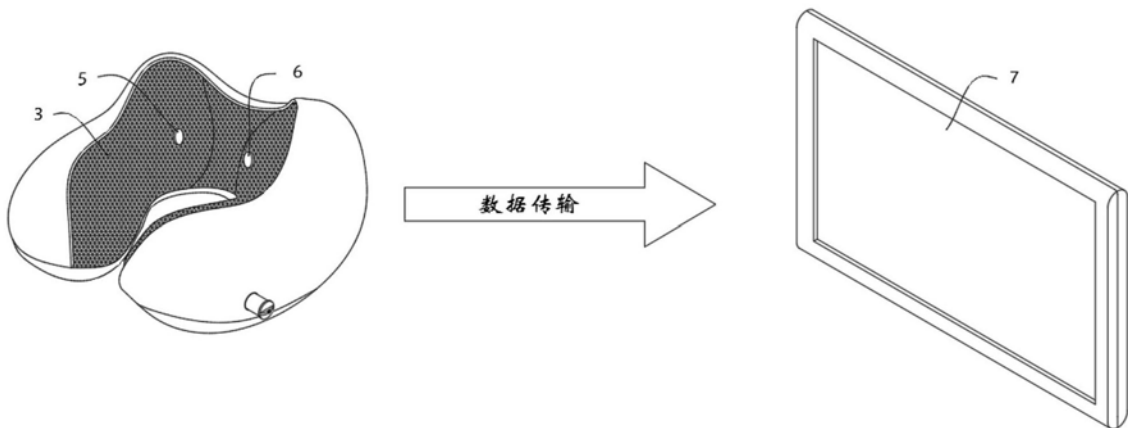


图8

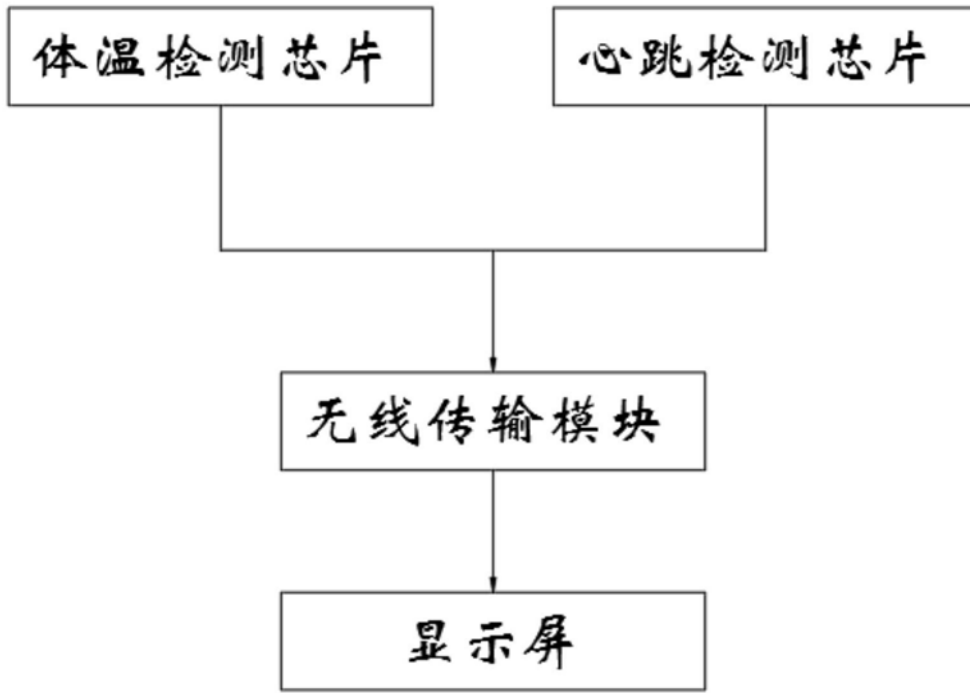


图9

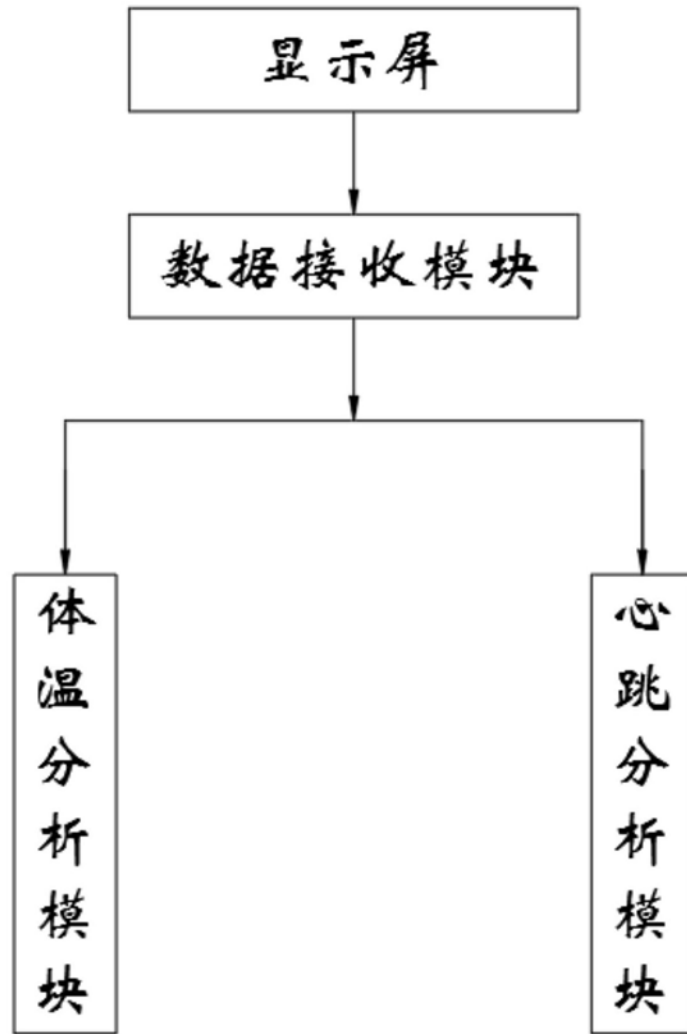


图10



图11

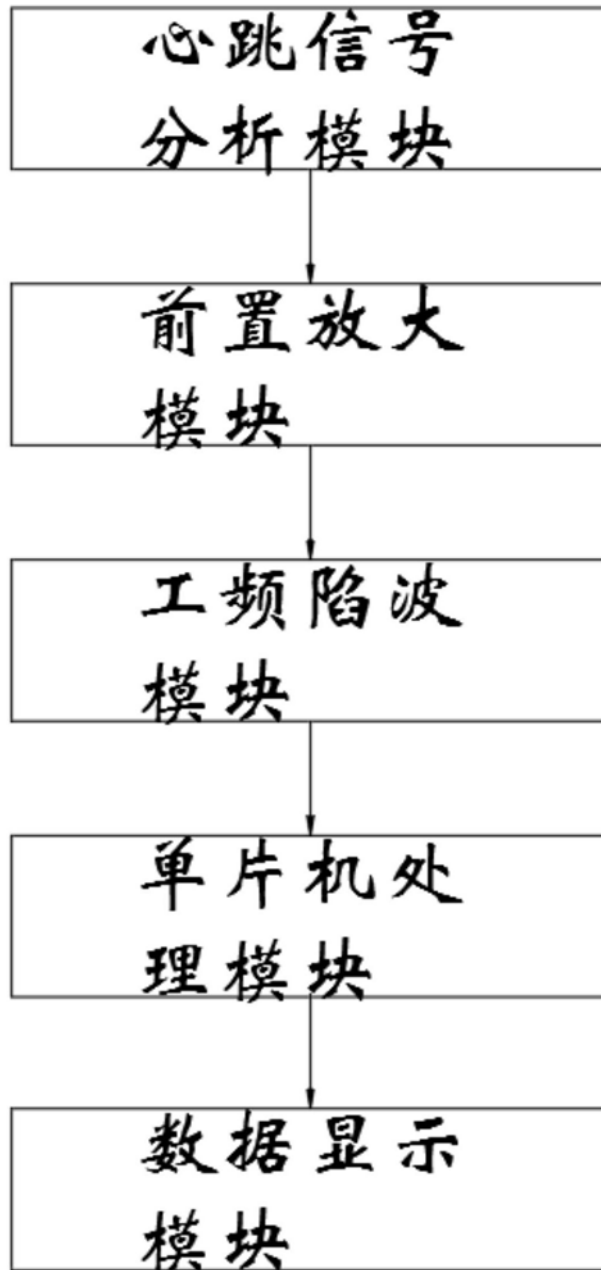


图12



图13

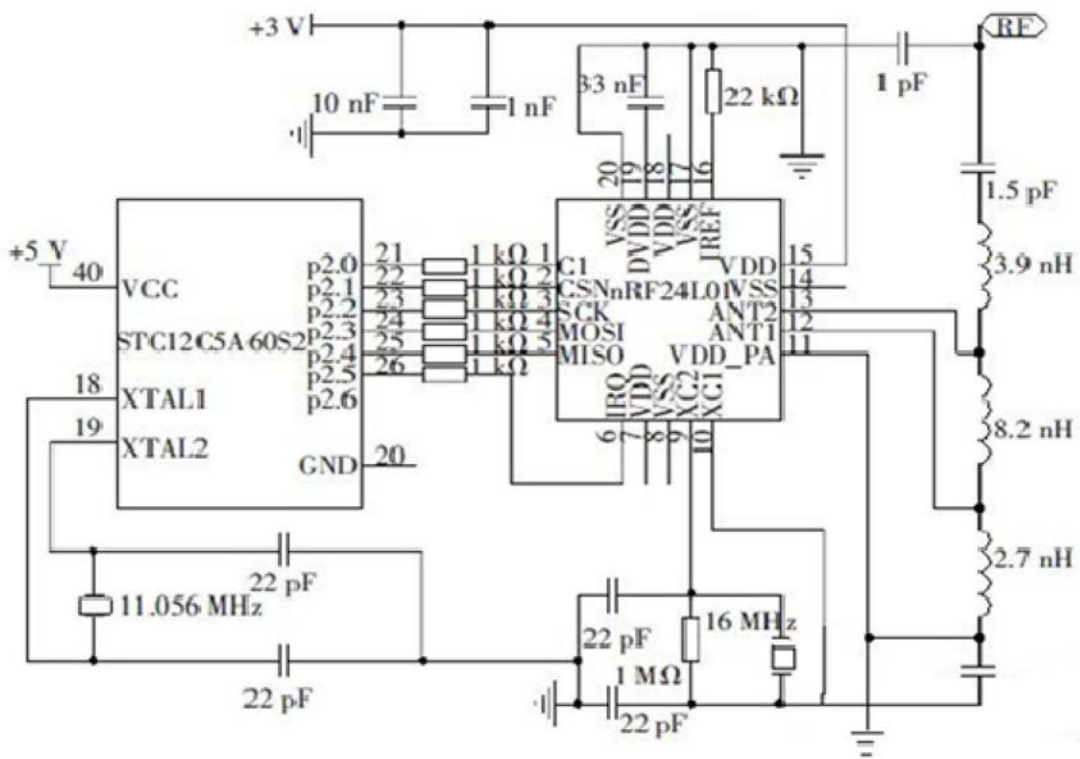


图14

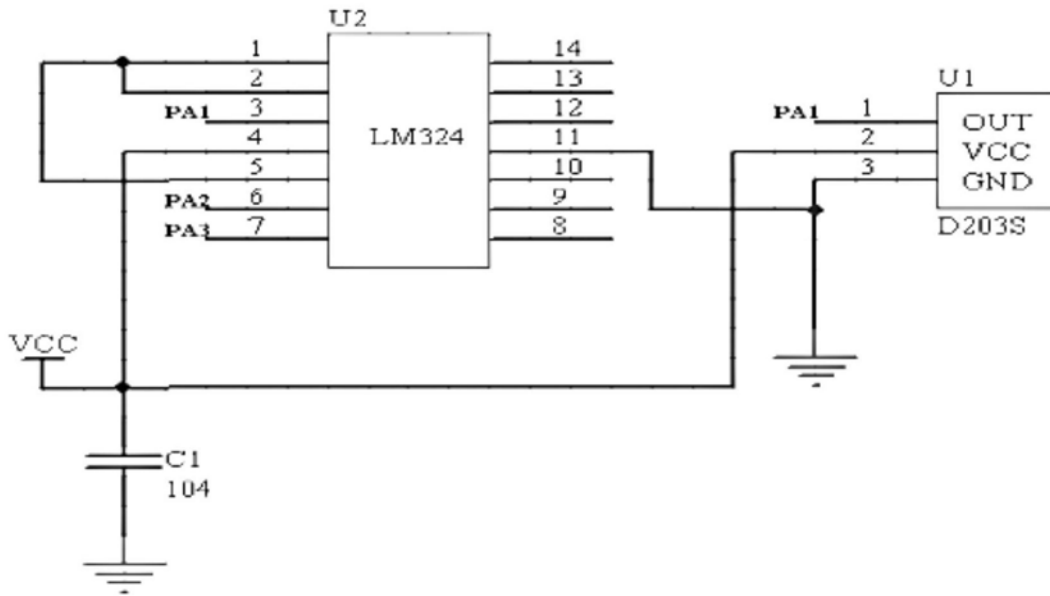


图15

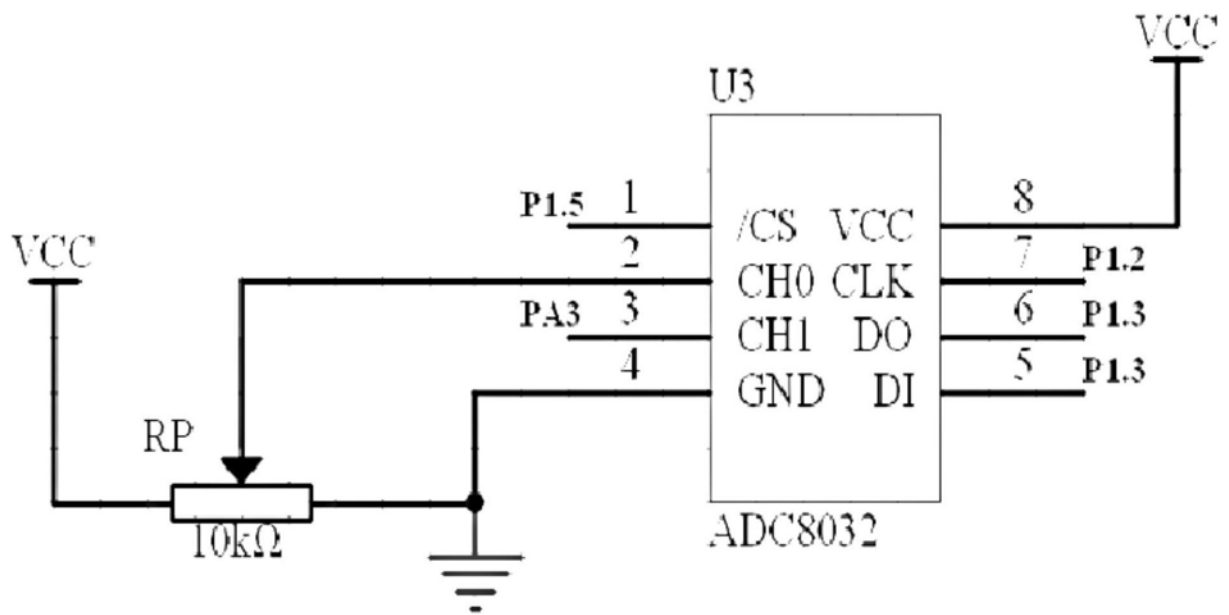


图16

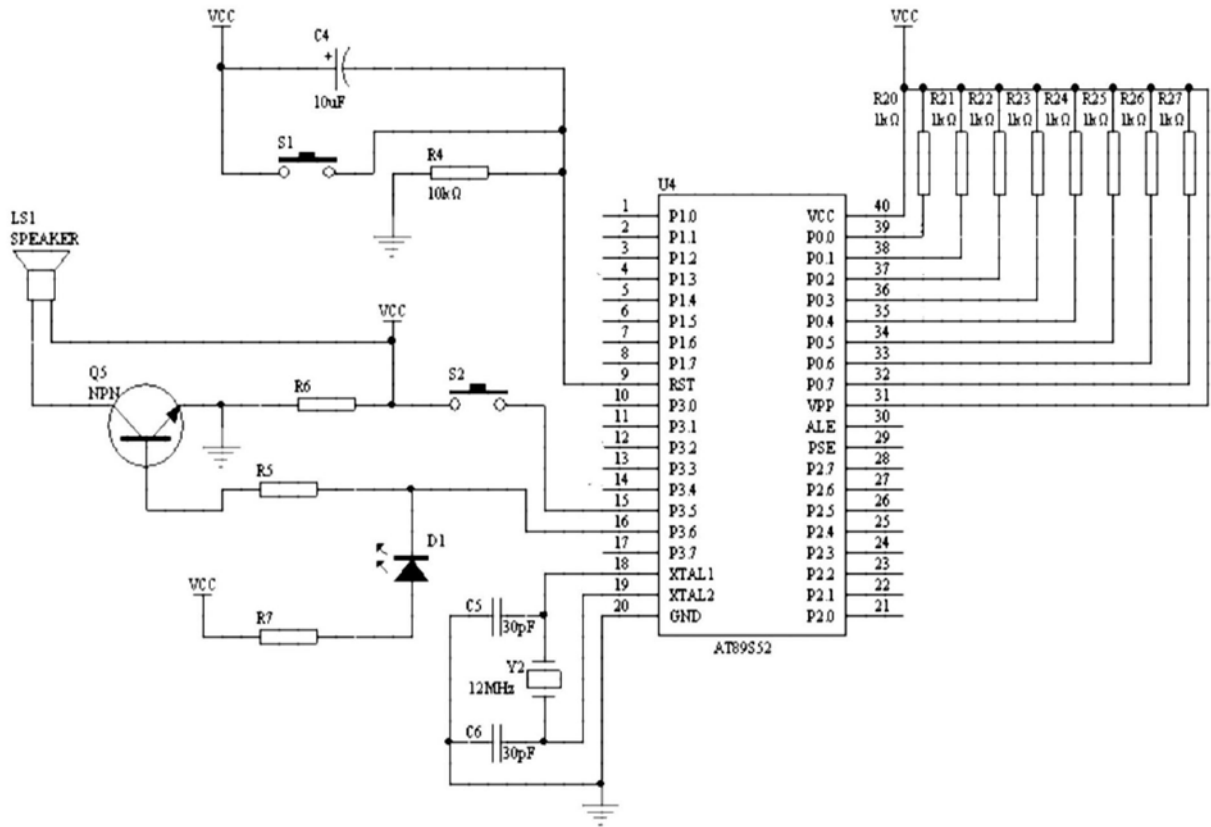


图17



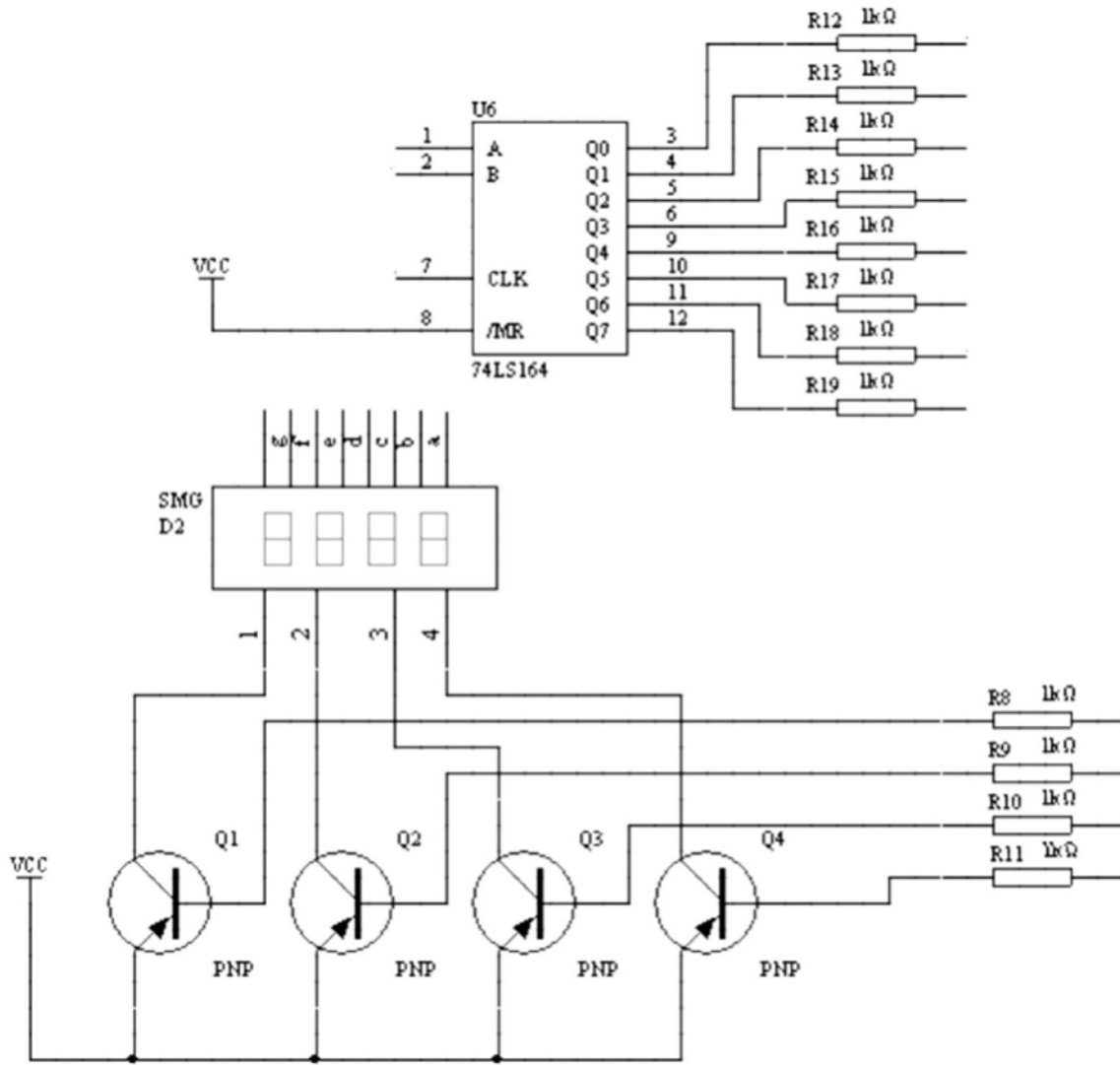


图18

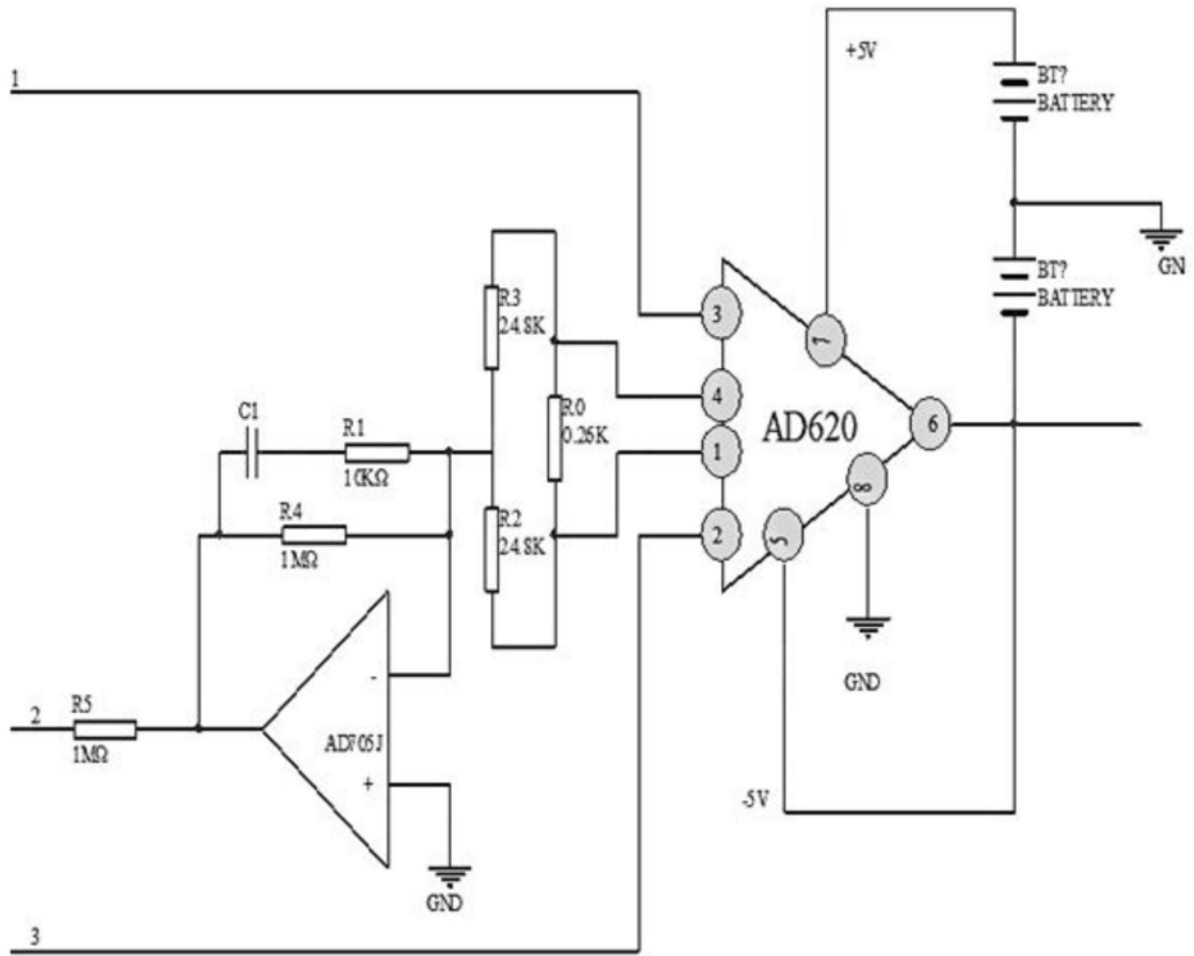


图19

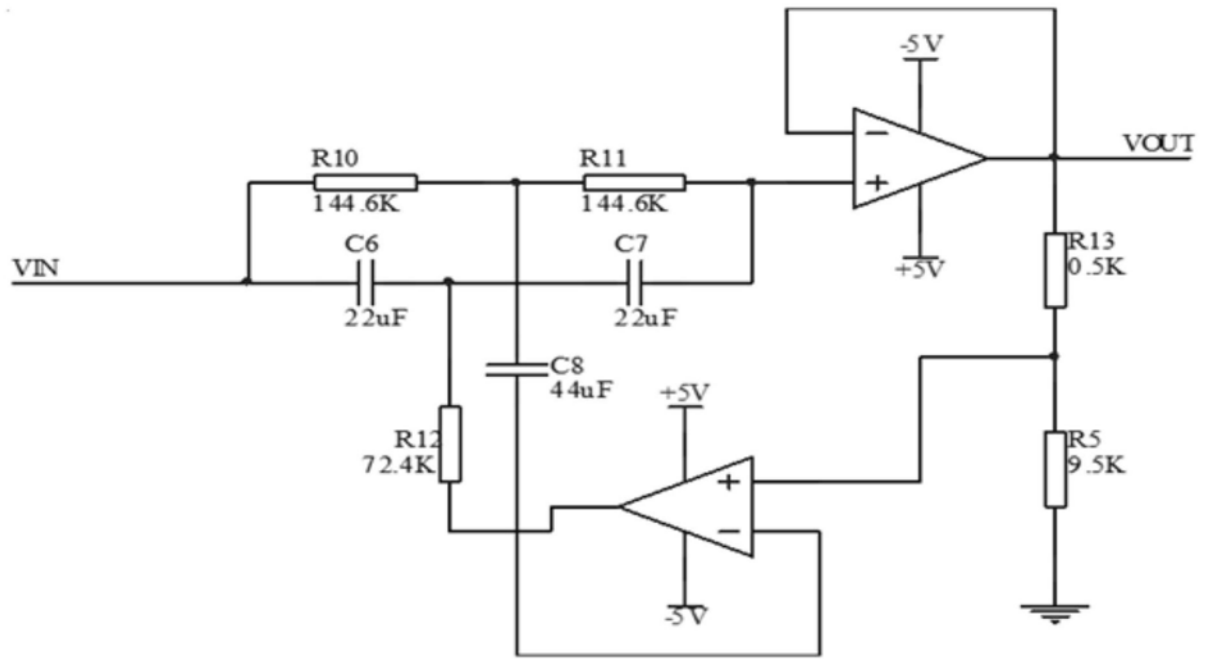


图20

专利名称(译)	新生儿体温心跳检测感应系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110101374A</a>	公开(公告)日	2019-08-09
申请号	CN201910306854.5	申请日	2019-04-17
[标]申请(专利权)人(译)	复旦大学附属儿科医院		
申请(专利权)人(译)	复旦大学附属儿科医院		
当前申请(专利权)人(译)	复旦大学附属儿科医院		
[标]发明人	胡晓静 黄国英		
发明人	胡晓静 黄国英		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/00 A47G9/10		
CPC分类号	A47G9/1027 A47G9/1045 A61B5/02 A61B5/02055 A61B5/6892 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725 A61B2503/045		
代理人(译)	郭智		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及新生儿体温心跳检测感应系统，具体为新生儿体温心跳检测感应系统，包括U形枕。该新生儿体温心跳检测感应系统中，通过通气管向气囊内芯内注气，带动气囊内芯膨胀形变，进而U形枕的尺寸进行改变，便于根据新生儿头部尺寸的大小，调节U形枕的尺寸，使得U形枕能够完全贴合新生儿头部，通过盖板内部的卡槽卡入通气管，实现盖板和通气管的紧密连接，提高盖板和通气管整体连接的气密性，通过将体温测量芯片贴附在新生儿脑部，并通过体温分析模块进行分析，能够实时对新生儿的体温进行检测和数显，通过将心跳测量芯片贴附在新生儿脑部，并通过心跳信号分析模块进行分析，能够实时对新生儿的心跳进行检测和数显。

