



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110464316 A

(43)申请公布日 2019. 11. 19

(21)申请号 201910708487.1

(22)申请日 2019.08.01

(71)申请人 浙江清华柔性电子技术研究院  
地址 314000 浙江省嘉兴市南湖区亚太路  
906号17号楼

(72)发明人 朱方方 苏红宏

(74)专利代理机构 上海波拓知识产权代理有限公司 31264

代理人 李萌

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

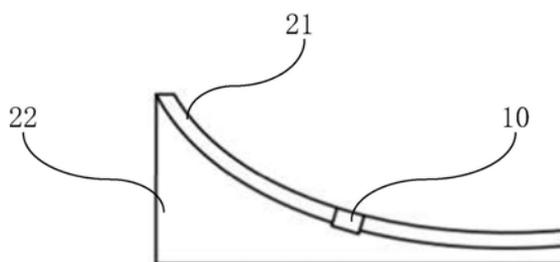
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

血压测量装置及具有其的智能手表

(57)摘要

一种血压测量装置及具有其的智能手表,包括脉搏波传感器、心电传感器及处理单元,所述心电传感器包含至少两个心电电极,用于与人体接触获取心电图信号,所述脉搏波传感器和至少一个所述心电电极位于相同测量位置,所述脉搏波传感器及所述心电传感器均与所述处理单元电性相连,所述脉搏波传感器将检测到的脉搏波信号传递至所述处理单元,所述心电传感器将检测到的心电图信号传递至所述处理单元,所述处理单元根据脉搏波信号及心电图信号进行血压的计算。该血压测量装置能够较好对待对血压进行测量。



1. 一种血压测量装置,其特征在于:包括脉搏波传感器、心电传感器及处理单元,所述心电传感器包含至少两个心电电极,用于与人体接触获取心电图信号,所述脉搏波传感器和至少一个所述心电电极位于相同测量位置,所述脉搏波传感器及所述心电传感器均与所述处理单元电性相连,所述脉搏波传感器将检测到的脉搏波信号传递至所述处理单元,所述心电传感器将检测到的心电图信号传递至所述处理单元,所述处理单元根据脉搏波信号及心电图信号进行血压的计算。
2. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于:所述脉搏波传感器为光电式容积脉搏波传感器和/或压力式脉搏波传感器。
3. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于:所述测量位置为指尖、手腕、上臂或耳部。
4. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于:根据脉搏波信号、心电图信号进行血压的计算前,利用脉搏波信号和心电图信号中的相似信号,消除运动噪声干扰。
5. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于:所述脉搏波传感器表露于所述心电电极用于与待测部位接触的表面。
6. 根据权利要求5所述的血压测量装置,其特征在于:所述脉搏波传感器设置于所述心电电极的中部,或设置于所述心电电极侧边的缺口内,或与所述心电电极并排设置。
7. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于:所述脉搏波传感器设置于所述心电电极下方,远离所述心电电极用于与待测部位接触的电极面的一侧。
8. 根据权利要求7所述的血压测量装置,其特征在于:所述脉搏波传感器包括光电式容积脉搏波传感器,所述心电电极可以至少部分透过光电式脉搏波传感器光源发出的光和人体反射的光。
9. 根据权利要求8所述的血压测量装置,其特征在于:所述心电电极为透明电极。
10. 根据权利要求1所述的血压测量装置,其特征在于:所述心电电极用于与待测部位接触的电极面为弧面。
11. 根据权利要求10所述的血压测量装置,其特征在于:所述血压测量装置还包括电极基底,所述心电电极设置于所述电极基底上。
12. 根据权利要求11所述的血压测量装置,其特征在于:所述电极基底具有弧面,所述电极基底的弧面与所述心电电极的弧面相适应。
13. 根据权利要求1-12任一项所述的血压测量装置,其特征在于:所述血压测量装置还包括接触压力检测器,所述接触压力检测器设置于所述心电电极远离用于与待检测部位接触的接触面的一侧,所述接触压力检测器检测所述心电传感器上的实时压力,并将该实时压力信号传递至所述处理单元,所述处理单元根据所述实时压力信号唤醒所述脉搏波传感器进行血压测量。
14. 根据权利要求13所述的血压测量装置,其特征在于:所述接触压力检测器为压力式脉搏波传感器。
15. 根据权利要求13所述的血压测量装置,其特征在于:所述血压测量装置还包括提示

模块,所述处理单元与所述提示模块电性相连,当所述实时压力小于最低压力阈值,或大于最高压力阈值时,所述处理单元控制所述提示模块对待测部位与心电电极之间的接触压力进行提示。

16.一种智能手表,其特征在于:包括权利要求1至15中任意一项所述的血压测量装置。

17.根据权利要求16所述的智能手表,其特征在于:所述心电传感器包括第一心电电极以及第二心电电极,所述第一心电电极设置于手表表盘背面;所述第二心电电极设置于手表表盘正面或者表盘的侧面。

18.根据权利要求17所述的智能手表,其特征在于:所述血压测量装置还包括电极基底,所述第二心电电极设置于所述电极基底上,所述电极基底设置于所述智能手表的表盘上,从靠近所述表盘中部所在的一侧至所述表盘边缘所在的一侧,所述电极基底的高度减少。

## 血压测量装置及具有其的智能手表

### 技术领域

[0001] 本发明涉及可穿戴设备技术领域,尤其是一种血压测量装置及具有其的智能手表。

### 背景技术

[0002] 心电图、心率、血氧饱和度、血压值是反应人体健康的重要健康参数。伴随着环境恶化、食品安全问题的威胁、生活节奏加快和工作压力的加大,各类慢性疾病的患病率也逐年提高,且呈现年轻化,促使现代人对自身健康监测更加重视。

[0003] 但传统的医疗监测设备体积大、功耗高,不方便携带,且功能单一,难以深入到日常生活中采集人体的健康数据,进行健康管理与疾病预防。可穿戴式电子设备为健康监测提供可能,但当前可穿戴设备多以手环为主,只能简单地监测血氧饱和度和心率。

### 发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明提供一种血压测量装置及具有其的智能手表,该血压测量装置能够较好地对血压进行测量。

[0005] 本发明提供了一种血压测量装置,包括脉搏波传感器、心电传感器及处理单元,

[0006] 所述心电传感器包含至少两个心电电极,用于与人体接触获取心电图信号,

[0007] 所述脉搏波传感器和至少一个所述心电电极位于相同测量位置,

[0008] 所述脉搏波传感器及所述心电传感器均与所述处理单元电性相连,

[0009] 所述脉搏波传感器将检测到的脉搏波信号传递至所述处理单元,所述心电传感器将检测到的心电图信号传递至所述处理单元,

[0010] 所述处理单元根据脉搏波信号及心电图信号进行血压的计算。

[0011] 进一步地,所述脉搏波传感器为光电式容积脉搏波传感器和/或压力式脉搏波传感器。

[0012] 进一步地,所述测量位置为指尖、手腕、上臂或耳部。

[0013] 进一步地,根据脉搏波信号、心电图信号进行血压的计算前,利用脉搏波信号和心电图信号中的相似信号,消除运动噪声干扰。

[0014] 进一步地,所述脉搏波传感器表露于所述心电电极用于与待测部位接触的表面。

[0015] 进一步地,所述脉搏波传感器设置于所述心电电极的中部,或设置于所述心电电极侧边的缺口内,或与所述心电电极并排设置。

[0016] 进一步地,所述脉搏波传感器设置于所述心电电极下方,远离所述心电电极用于与待测部位接触的电极面的一侧。

[0017] 进一步地,所述脉搏波传感器包括光电式容积脉搏波传感器,所述心电电极可以至少部分透过光电式脉搏波传感器光源发出的光和人体反射的光。

[0018] 进一步地,所述心电电极为透明电极。

[0019] 进一步地,所述心电电极用于与待测部位接触的电极面为弧面。

- [0020] 进一步地,所述血压测量装置还包括电极基底,所述心电电极设置于所述电极基底上。
- [0021] 进一步地,所述电极基底具有弧面,所述电极基底的弧面与所述心电电极的弧面相适应。
- [0022] 进一步地,所述血压测量装置还包括接触压力检测器,
- [0023] 所述接触压力检测器设置于所述心电电极远离用于与待检测部位接触的接触面的一侧,
- [0024] 所述接触压力检测器检测所述心电传感器上的实时压力,并将该实时压力信号传递至所述处理单元,
- [0025] 所述处理单元根据所述实时压力信号唤醒所述脉搏波传感器进行血压测量。
- [0026] 进一步地,所述接触压力检测器为压力式脉搏波传感器。
- [0027] 进一步地,所述血压测量装置还包括提示模块,所述处理单元与所述提示模块电性相连,当所述实时压力小于所述最低压力阈值,或大于所述最高压力阈值时,所述处理单元控制所述提示模块对待测部位与心电电极之间的接触压力进行提示。
- [0028] 本发明还提供了一种智能手表,该智能手表包括上述的血压测量装置。
- [0029] 进一步地,所述心电传感器包括第一心电电极以及第二心电电极,所述第一心电电极设置于手表表盘背面;所述第二心电电极设置于手表表盘正面或者表盘的侧面。
- [0030] 进一步地,所述血压测量装置还包括电极基底,所述第二心电电极设置于所述电极基底上,所述电极基底设置于所述智能手表的表盘上,从靠近所述表盘中部所在的一侧至所述表盘边缘所在的一侧,所述电极基底的高度减少。
- [0031] 综上所述,在本发明中,通过将脉搏波传感器集成于心电传感器的心电电极上,能够使得PPG信号和ECG信号在时间上完全同步,准确地测量出PTT信号。同时,该结构能够在测量时,尽量减少血压测量装置与人体的接触面积。以更好地对血压进行测量。进一步地,通过压力传感器的设置,能够尽量防止因接触压力而造成的干扰,更加准确地对血压进行测量。
- [0032] 上述说明仅是本发明技术方案的概述,为了能够更清楚了解本发明的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举较佳实施例,并配合附图,详细说明如下。

## 附图说明

- [0033] 图1所示为本发明第一实施例提供的血压测量装置的俯视结构示意图。
- [0034] 图2所示为图1中血压测量装置的系统框图
- [0035] 图3所示为利用图1中血压测量装置进行血压测量的原理示意图。
- [0036] 图4所示为图1中脉搏波传感器为压电式脉搏波传感器时,信号处理的示意图。
- [0037] 图5所示为图1中血压测量装置进行滤波处理时的原理图。
- [0038] 图6所示为本发明第二实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0039] 图7所示为图6中血压测量装置设置于智能手表上时的侧视结构示意图。
- [0040] 图8所示为本发明第三实施例提供的血压测量装置的俯视结构示意图。
- [0041] 图9所示为本发明第四实施例提供的血压测量装置的俯视结构示意图。

- [0042] 图10所示为本发明第五实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0043] 图11所示为图10中提供的血压测量装置的系统框图。
- [0044] 图12所示为图10中提供的血压测量装置的逻辑控制图。
- [0045] 图13所示为本发明第六实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0046] 图14所示为本发明第七实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0047] 图15所示为本发明第八实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0048] 图16所示为本发明第九实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0049] 图17所示为本发明第十实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。
- [0050] 图18所示为本发明第十一实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图。

### 具体实施方式

[0051] 为更进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及较佳实施例,详细说明如下。

[0052] 本发明提供一种血压测量装置及具有其的智能手表,该血压测量装置能够较好对待血压进行测量。

[0053] 图1所示为本发明第一实施例提供的血压测量装置的俯视结构示意图,图2所示为图1中血压测量装置的系统框图。如图1及图2所示,本发明提供的血压测量装置包括脉搏波传感器10、心电传感器20及处理单元30,其中,心电传感器20至少包括两个用于与人体接触并获取心电图信号的心电电极,脉搏波传感器10至少和一个电极位于相同的测量位置,以同时对人体的指尖、手腕、上臂和/或耳部的脉搏波信号及心电图信号进行测量,脉搏波传感器10及心电传感器20与处理单元30电性相连,脉搏波传感器10将检测到的脉搏波信号传递至处理单元30,心电传感器20将检测到的心电图信号传递至处理单元30,处理单元30根据脉搏波信号及心电图信号进行血压的计算。

[0054] 在本实施例中,所述脉搏波信号是与所述脉搏强弱、频率相关的信息,根据所述脉搏波信号可以计算心率信号。脉搏波传感器10可以为光电式容积脉搏波传感器,在进行血压测量时通过光电容积脉搏波描记法得出反映动脉收缩的光电容积脉搏波描记(PPG, photoplethysmograph)信号,也即脉搏波信号。

[0055] 所述脉搏波传感器也可以为压电式脉搏波传感器,通过压电式脉搏波传感器测量指尖、桡动脉等位置的压力变化情况,即动脉收缩产生的脉搏波信号,与中医搭脉时手指上所感觉到的波形更加一致。

[0056] 图4所示为图1中脉搏波传感器为压电式脉搏波传感器时,信号处理的示意图。如图4所示,所示脉搏波传感器为压电式脉搏波传感器时,通过压电式脉搏波传感器的作用,使得人的脉搏的振动信号转换为电荷信号,并将电荷量转换为很微弱的电压信号,此时,电压信号再经过电压放大器的放大作用,达到A/D转换所需的电压的要求,通过A/D转换即可得到与之相对应的与脉搏波信号。其中,压电式脉搏波传感器可以为SC073压力传感器,基于MEAS薄膜材料的柔性薄膜压电传感器等,典型的放大器如OPA4350等。心电传感器20通过与人体接触的心电电极21得出反映心脏搏动的心电图(ECG, electrocardiogram)信号,也即心电图信号,所述心电图信号是与心跳强弱、频率相关的信息。由于ECG信号来自于心室的收缩,而脉搏波信号的峰值却是由动脉的收缩造成的,因此,如图3所示,在同一个时间轴

上,在ECG波形图及脉搏波信号波形图上的峰值就会出现有信号的延迟,即脉搏波传递时间(Pulse Transit Time,PTT),该脉搏波传递时间反映了血液自心脏送出后到达脉搏波传感器10测量部位的传输时间。由于脉搏波的传递速度是与血压直接相关的,血压高时,脉搏波传递快,反之则慢,因此,通过心电图ECG信号及脉冲波传递时间PTT,再加上常规的人体生理参数(如身高、体重等)即可得出脉搏传递速度,通过建立的特征方程来估计人体脉搏的收缩压与舒张压,即可实现无创连续血压测量,其中,收缩压与舒张压的计算公式为:

$$[0057] \quad SBP_i = MBP_0 \frac{PIR_0}{PIR_i} + \frac{2}{3} \frac{PIR_i}{PIR_0} \left( \frac{PTT_0}{PTT_i} \right)^2$$

$$[0058] \quad DBP_i = MBP_0 \frac{PIR_0}{PIR_i} - \frac{1}{3} \frac{PIR_i}{PIR_0} \left( \frac{PTT_0}{PTT_i} \right)^2$$

[0059] 其中:SBP<sub>0</sub>为初始时刻的收缩压;

[0060] SBP<sub>i</sub>为第i个心博时刻的收缩压

[0061] DBP<sub>0</sub>为初始时刻的舒张压;

[0062] DBP<sub>i</sub>为第i个心博时刻的舒张压;

[0063] MBP<sub>0</sub>为初始时刻的血压均值;

[0064] PIR<sub>0</sub>为PPG信号初始时刻的强度系数;

[0065] PIR<sub>i</sub>为PPG信号第i个心博时刻的强度系数;

[0066] PTT<sub>0</sub>为初始时刻的脉冲传播时间;

[0067] PTT<sub>i</sub>为初始时刻的脉冲传播时间;

[0068] 其中,PTT<sub>0</sub>、PIR<sub>0</sub>、MBP<sub>0</sub>、DBP<sub>0</sub>、SBP<sub>0</sub>等初始时刻的值与人体生理参数有关,可采用统一的默认值,或者可以根据每个个体的人体生理参数及处理单元30预先存储的人体生理参数与各数值对应表得到,根据人体生理信息确定能够达到更高的精度。在一些实施例中,上述的各初始时刻的值也可以通过实际的标定得到,具体的标定方法为,用户佩戴本发明所描述的集成传感器进行PPG信号和心电图信号的采集,同时利用另一台血压信号采集设备,同步采集人体血压信号。该时段集成传感器测得的PTT、PIR、MBP即为PTT<sub>0</sub>、PIR<sub>0</sub>、MBP<sub>0</sub>,另一台血压信号采集设备测得的、DBP、SBP即为DBP<sub>0</sub>、SBP<sub>0</sub>。如此,便可得到更精确的PTT<sub>0</sub>、PIR<sub>0</sub>、MBP<sub>0</sub>、DBP<sub>0</sub>、SBP<sub>0</sub>。

[0069] 在本发明中,所述每一心电电极上均可以设置一个或多个脉搏波传感器。所述脉搏波传感器10与心电传感器20设置在同一测试位置,并且接入到同一个处理器中,因此在某一时段内,脉搏波信号峰值与心电图信号ECG信号峰值的时间间隔即为脉冲传播时间PTT,不需要单独做同步就能够使得脉搏波信号和ECG信号在采集信号的时间上完全同步,准确地测量出PTT信号。

[0070] 图5所示为图1中血压测量装置进行滤波处理时的原理图,如图5所示,在本发明中,脉搏波传感器和心电传感器的测量位置重叠在一起,由于心电电极和脉搏波传感器在相同位置进行检测,有相同的接触界面,因此心电信号和脉搏波信号会被叠加相似的运动噪声,所述运动噪声包括运动时产生的噪声以及接触不稳定产生的噪声,通过提取脉搏波和心电图信号中的相似信号,作为运动噪声,可以从原始信号中减去运动噪声,消除信号的运动噪声干扰。

[0071] 更具体地,如图用自适应滤波器处理心电图信号以及脉搏波信号的运动噪声。以原始心电图信号为信号源 $s(k)$ ,以原始脉搏波信号为噪声参考 $n(k)$ ,可以分离出原始心电图信号中包含的第一噪声信号 $d(k)$ 。利用自适应滤波器技术寻找一组参数 $h(k)$ 使得第一误差 $e(k) = (s(k) * h(k) - n(k))^2$ 最小时, $d(k)$ 即为噪声信号,去除噪声后的心电图信号 $o(k) = s(k) - d(k)$ 。同样,以原始脉搏波信号为信号源 $s'(k)$ ,以原始心电图信号为噪声参考信号 $n'(k)$ ,可以分离出原始脉搏波信号中包含的第二噪声信号 $d'(k)$ 。利用自适应滤波器技术寻找一组参数 $h'(k)$ 使得第二误差 $e'(k) = (s'(k) * h'(k) - n'(k))^2$ 最小时, $d'(k)$ 即为噪声信号,去除噪声后的脉搏波信号 $o'(k) = s'(k) - d'(k)$ 。本实施例中,所述第一噪声信号 $d(k)$ 与所述第二噪声信号 $d'(k)$ 为相似信号。

[0072] 为了使心电电极和脉搏波传感器的测量位置重叠在一起以同时测量心电图信号以及脉搏波信号,在本实施例中,将所述脉搏波传感器10集成到心电传感器20的心电电极21上。

[0073] 进一步地,在本实施例中,所述脉搏波传感器和至少一个所述心电电极位于相同测量位置。其中,心电电极21的电极面的中部形成有缺口,脉搏波传感器10集成于心电电极21的中部,并表露于心电电极21用于与待测部位接触的表面。所述脉搏波传感器10可以与所述心电电极21表面齐平,或者,脉搏波传感器10凹设在心电电极21所在的平面内。该结构中,两个传感器合成一个,能够在测量时,尽量减少血压测量装置与人体的接触面积,使得所述的血压测量装置佩戴方便。

[0074] 图6所示为本发明第二实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,如图6所示,本发明第二实施例提供的血压测量装置与第一实施例基本相同,其不同之处在于,在本实施例中,心电电极21与待检测部位接触的电极面为弧面,所述弧面与待检测部位的形状相适应,具体的,当待检测部位为手指,所述弧面与所述手指的指腹部的形状相适应,使手指与心电电极21面更加贴合。

[0075] 进一步地,血压测量装置还包括电极基底22,心电电极21支撑于电极基底22上,电极基底22上支撑心电电极21的支撑面同样为弧形面,以便与心电电极21贴合,从电极基底22的一端至电极基底22的另一端,电极基底22的高度不断减少,也即,当心电电极21设置于电极基底22上时,其呈倾斜状设置,以使其更加符合人体接触部位的形状。脉搏波传感器10设置于弧面型心电电极21的中部,脉搏波传感器10略低于所述心电电极表面,与所述弧面相切。当手指按压到血压传感器时,脉搏波传感器10的位置可以与指腹的中部相对应。

[0076] 图7所示为图6中血压测量装置设置于智能手表上时的主视结构示意图,如图7所示,当本实施例提供的血压测量装置设置于智能手表上时,电极基底22高度较高的一端位于智能手表表盘90的中心,而电极基底22高度较低的一端位于智能手表表盘90的边缘,也即,从表盘90的中心至表盘90的边缘方向,电极基底22的高度逐渐减小。

[0077] 图8所示为本发明第三实施例提供的血压测量装置的俯视结构示意图,如图8所示,本发明第三实施例提供的血压测量装置的结构与第一及第二实施例基本相同,其不同之处在于,在本实施例中,心电电极21的边缘上形成有缺口,而脉搏波传感器10设置于该缺口内。

[0078] 图9所示为本发明第四实施例提供的血压测量装置的俯视结构示意图。如图9所示,在本发明的第四实施例中,脉搏波传感器10与心电电极21并排设置。请继续参见图1、图

8及图9,在这三个实施例中,虽然脉搏波传感器10在心电电极21上的位置有所不同,但脉搏波传感器10均与心电电极21集成在一起,且脉搏波传感器10露出于心电电极21用于与人体接触的表面,以直接与待测量部位接触。

[0079] 图10所示为本发明第五实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,图11所示为图10中提供的血压测量装置的系统框图,图12所示为图10中提供的血压测量装置的逻辑控制图,如图10至图12所示,在本发明的第五实施例中,血压测量装置的结构与上述实施例基本相同,其不同之处在于,该血压测量装置还包括接触压力检测器50,接触压力检测器50设置于心电传感器20的内侧,该心电传感器的内侧为远离用于与待检测部位接触的接触面的一侧,检测心电传感器20上的实时压力,并将该实时压力信息传递至处理单元30,处理单元30判断心电传感器20上的实时压力是否大于最低压力阈值,且小于最高压力阈值,若实时压力大于最低压力阈值,且小于最高压力阈值,则说明心电传感器20上的压力处于合适的范围内,处理单元30开始血压进行测量。

[0080] 在本实施例中,由于压力过大会阻碍血液的流动,过小会造成ECG信号微弱或PPG信号受到环境光干扰,通过接触压力检测器50的设置,可以使实时压力作为启动测量的触发条件,在检测到实时压力大于设定最低压力阈值,且小于最高压力阈值时,开启血压测量装置,对血压进行测量使血压的测量更加的准确压力信号。

[0081] 进一步地,在初始状态时,脉搏波传感器10及心电传感器20处于休眠状态,处理单元30还可以判断实时压力是否大于唤醒压力阈值,当实时压力大于唤醒压力阈值时,表示待测量部位已经与心电电极21接触,处理单元30唤醒脉搏波传感器10及心电传感器20,开始对血压进行测量。

[0082] 在本实施例中,该血压测量装置还包括提示模块60,提示模块60与处理单元30电性相连,该提示模块60在实时压力最低压力阈值时,提醒使用者接触压力过小,以及在实施压力大于最高压力阈值时,提醒使用者接触压力过大,也就提示待测部位与心电电极21之间的接触压力进行提示,以使使用者能够调整接触压力。具体地,提示模块60可以为显示屏或者声光提示装置。

[0083] 接触压力检测器50可以为RFP压力传感器,FSR402薄膜压力传感器等。

[0084] 进一步地,脉搏波传感器10也可以为压电式脉搏波传感器,其通过测量指尖、桡动脉等位置的压力变化情况,直接得到反映动脉收缩的脉搏波信号,从而进行血压计算。与光电式容积脉搏波传感器不同的是,压电脉搏波传感器可以省去上述的专门的压电传感器进行参考噪声的采集。同时,也可以直接基于压电脉搏波传感器采集到的压力信号进行压力符合度的判断,而不再额外设置接触压力检测器50。

[0085] 图13所示为本发明第六实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,如图13所示,本发明第六实施例提供的血压测量装置与第二实施例基本相同,其心电电极21的电极面也为弧面,接触压力检测器50的形状与心电电极21的形状相同,并设置于电极基底22与心电电极21之间。

[0086] 图14所示为本发明第七实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,如图14所示,本发明第七实施例提供的血压测量装置与上述实施例基本相同,其不同之处在于,在本实施例中,脉搏波传感器10为光电式容积脉搏波传感器,其面积远远小于手指指腹面积,心电电极21设置于光电式容积脉搏波传感器10之上,心电电极21可以至少部分透过光电式容

积脉搏波传感器发出的光和人体反射的光。优选地,心电电极21为透明电极,光电式容积脉搏波传感器设置于心电电极21远离用于与待检测部位接触的接触面的一侧。

[0087] 图15所示为本发明第八实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,如图15所示,本发明第八实施例提供的血压测量装置与上述实施例基本相同,其不同之处在于,心电电极21的电极面为弧面,电极基底22内设置有凹槽,脉搏波传感器10位于心电电极21朝向电极基底22的一侧,并位于电极基底22的凹槽内。

[0088] 进一步地,在透明的心电电极21上的非脉搏波传感器10区域涂有黑色遮光层,也即,仅在心电电极21上相对于脉搏波传感器10呈透明状,这能够防止反射光的干扰,使测量更加准确。

[0089] 图16所示为本发明第九实施例提供的血压测量装置的结构示意图,如图16所示,本发明第九实施例提供的血压测量装置与第八实施例基本相同,其不同之处在于,在本实施例中,心电电极21的下表面及电极基底22支撑心电电极21的支撑面上均形成有缺口,脉搏波传感器10设置于该缺口内,以减少脉搏波传感器10与人体之间的距离。

[0090] 图17所示为本发明第十实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,如图17所示,本发明第十实施例提供的血压测量装置与第九实施例基本相同,其不同之处在于,在本实施例中,脉搏波传感器10不仅设置于心电电极21的下表面上,在心电电极21的下表面上的非脉搏波传感器10区域还设置有接触压力检测器50,以对施加在心电电极21上的压力进行检测。在脉搏波传感器10的周围还设置有以绝缘层(图未示),以防止接触压力检测器50与脉搏波传感器10之间的信号相互干扰。

[0091] 图18所示为本发明第十一实施例提供的血压测量装置的剖视结构示意图,本发明第十一实施例提供的血压测量装置与上述实施例基本相同,其不同之处在于,心电电极21及接触压力检测器50均为弧面,并设置于电极支撑架上,脉搏波传感器10设置于电极支撑架上支撑面的中部。

[0092] 综上所述,在本发明中,通过将脉搏波传感器10集成于心电传感器20的心电电极21上,能够使得脉搏波信号和ECG信号在时间上完全同步,准确地测量出PTT信号。同时,该结构能够在测量时,尽量减少血压测量装置与人体的接触面积。以更好地对血压进行测量。进一步地,通过接触压力检测器50的设置,能够尽量防止因接触压力而造成的干扰,更加准确地对血压进行测量。

[0093] 本发明还提供了一种智能手表,该智能手表包括上述的血压测量装置,关于该智能手表的其它技术特征,请参见现有技术,在此不再赘述。

[0094] 进一步地,该血压测量装置的心电电极21可以呈弧面型,并设置于电极基底22上,电极基底22设置于智能手表的表盘90上,从智能手表靠近表盘90中部所在的一侧至表盘90边缘所在的一侧,电极基底22的高度不断减少,以使心电电极逐渐向下倾斜。

[0095] 所述心电电极包括第一心电电极,安装于手表表盘背面;第二心电电极,安装于手表表盘正面靠近表盘边缘处或者表盘的侧面。

[0096] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明作任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围内,当可利用上述揭示的技术内容作出些许更动或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案内容,依据本发明的技术实质对

以上实施例所作的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明技术方案的范围内。

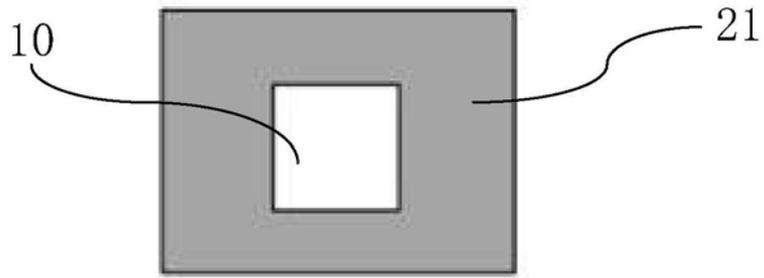


图1

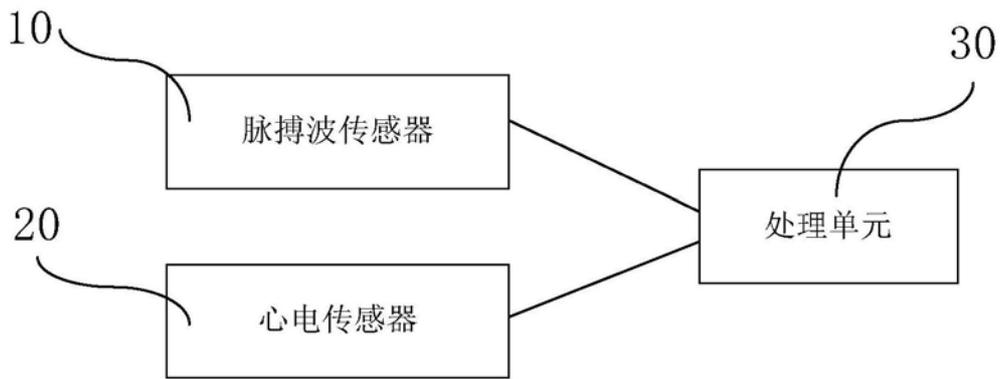


图2

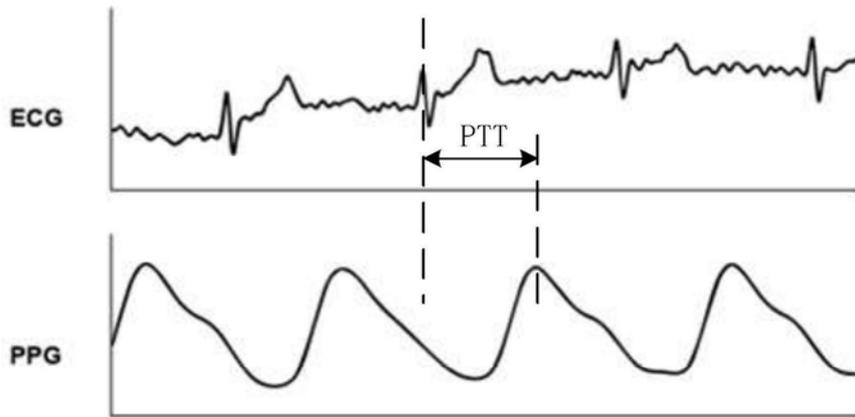


图3

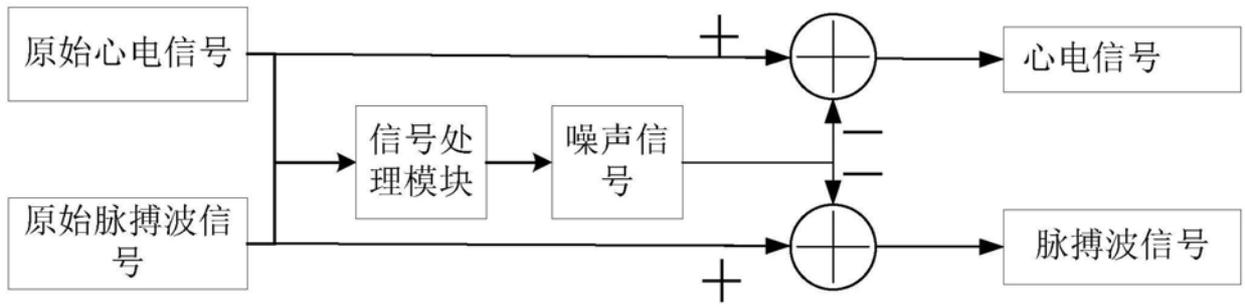


图4

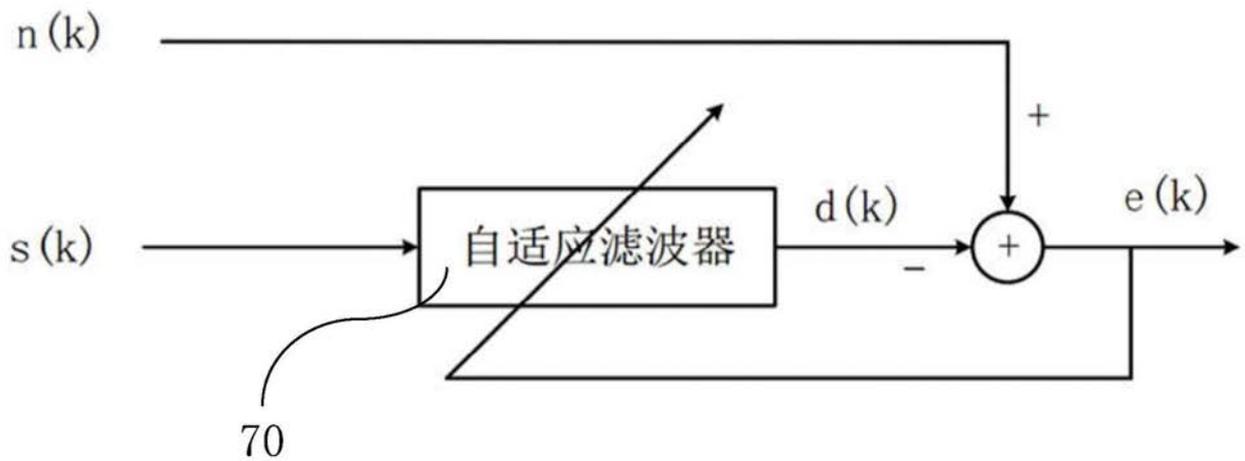


图5

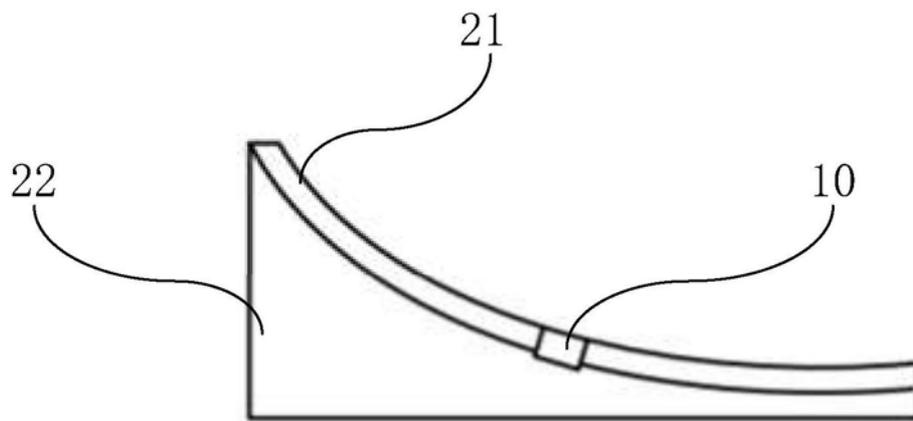


图6

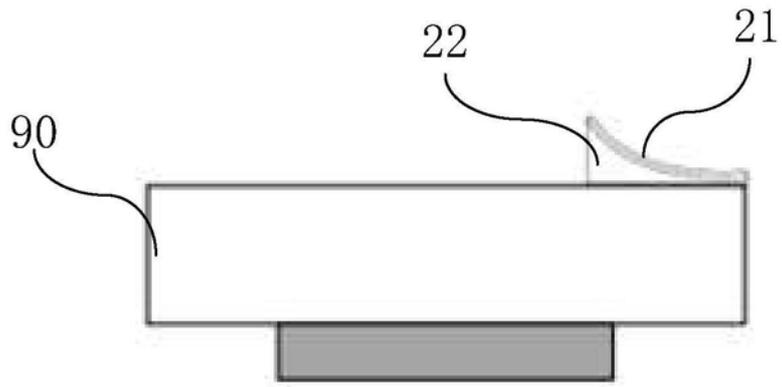


图7

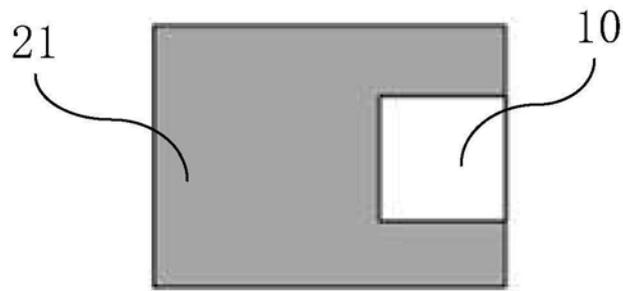


图8

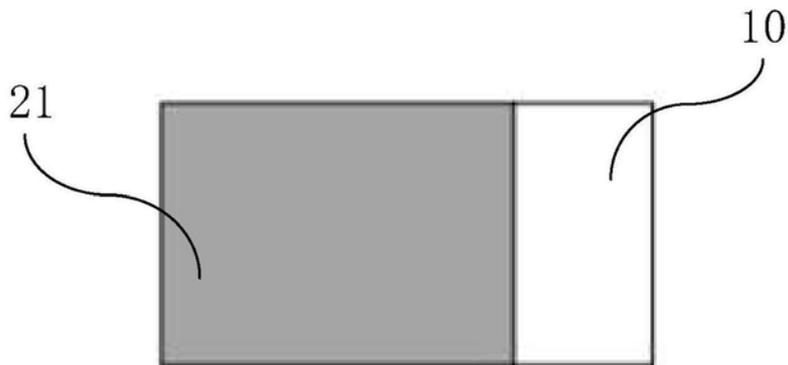


图9

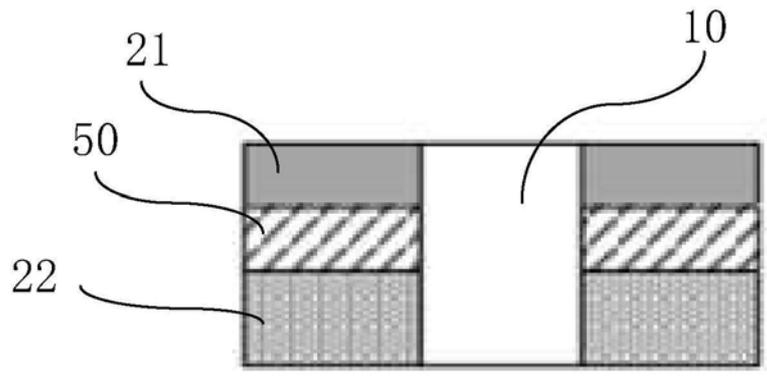


图10

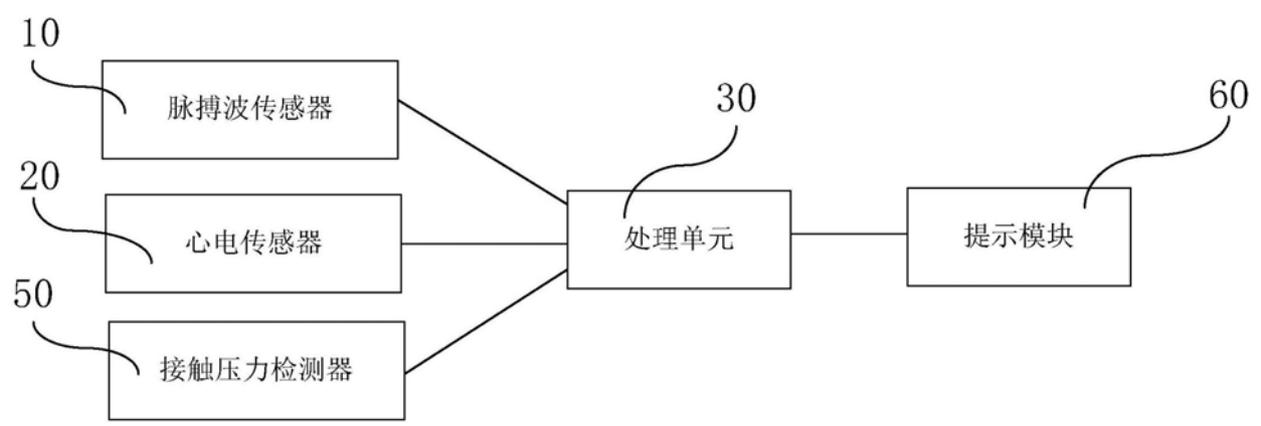


图11

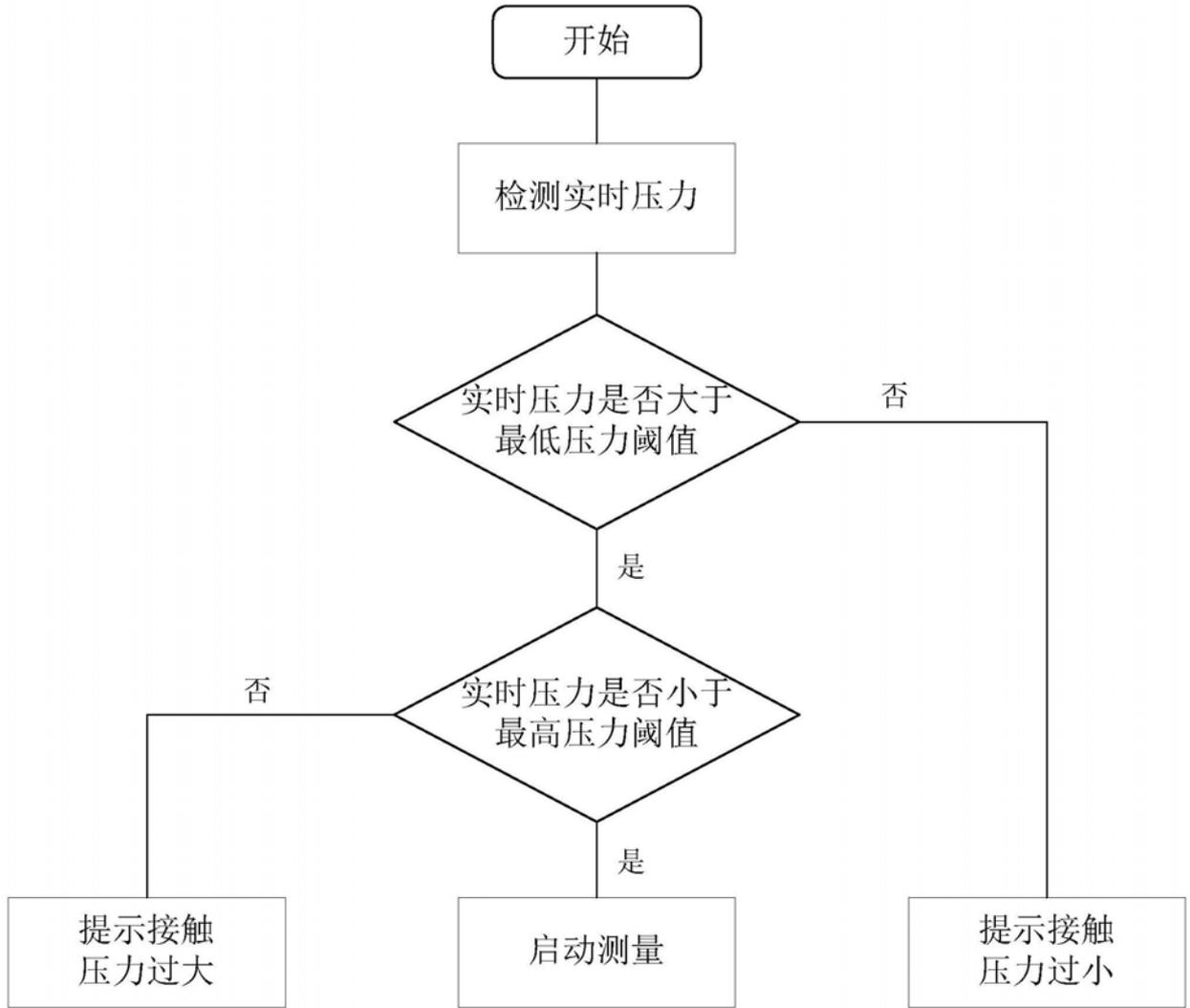


图12

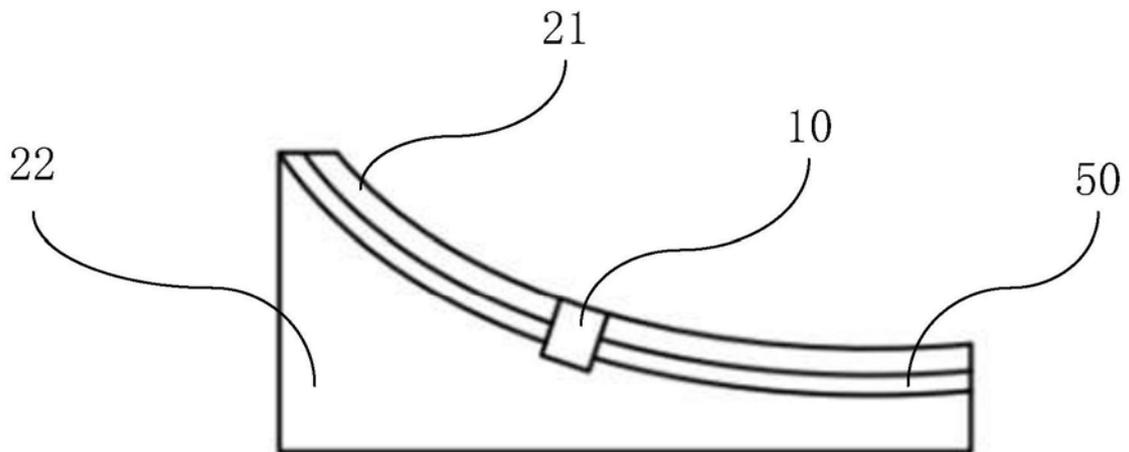


图13

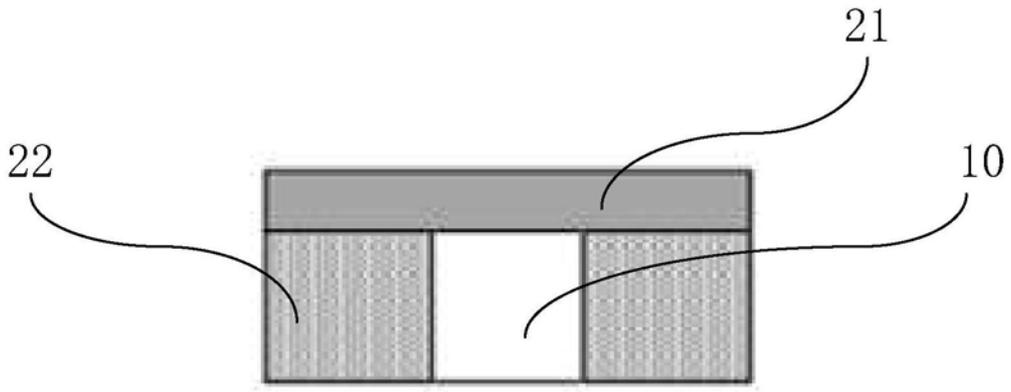


图14

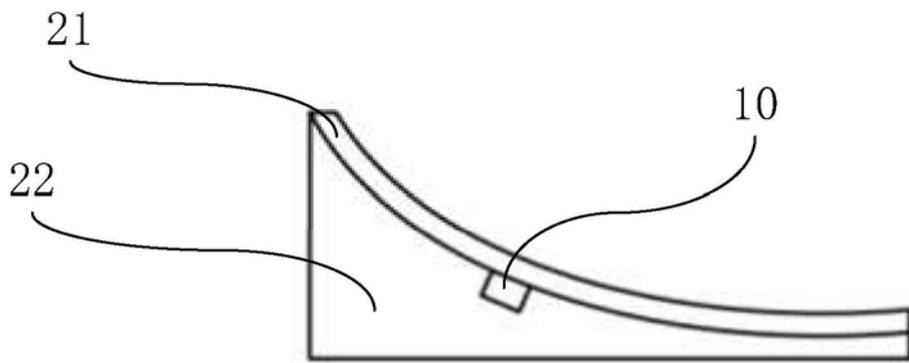


图15

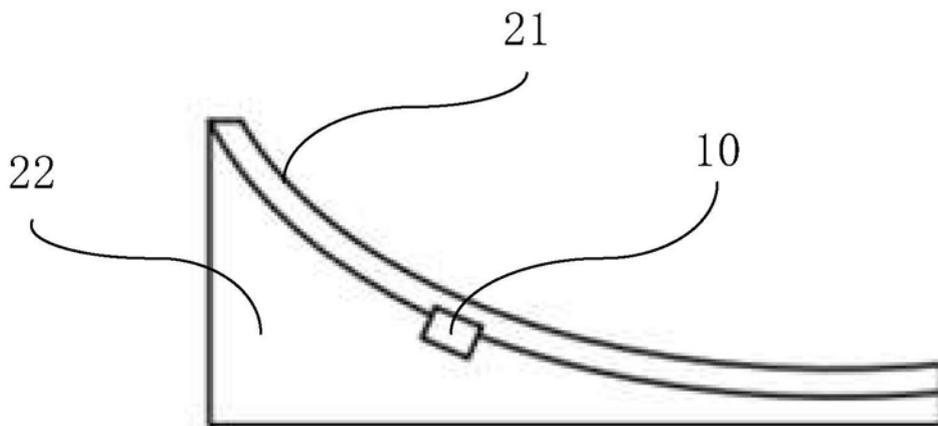


图16

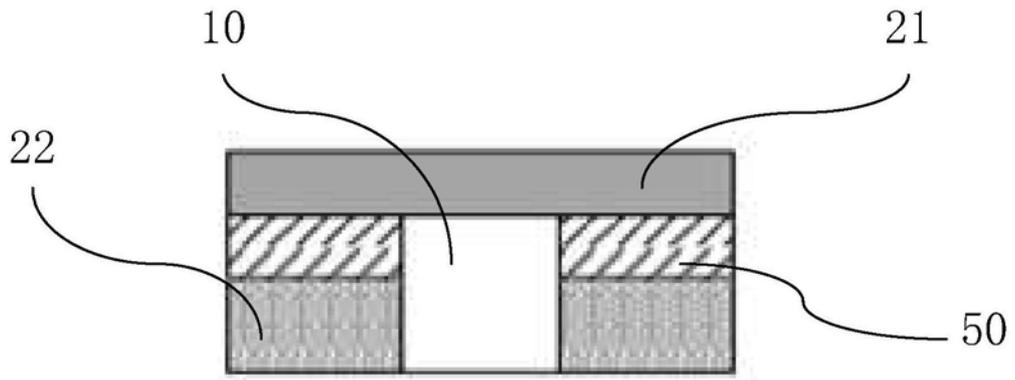


图17

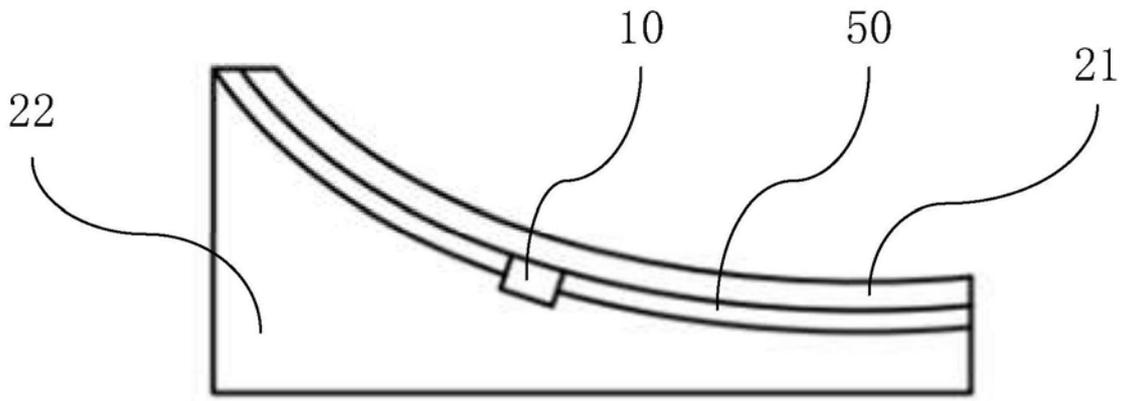


图18

|         |   |                      |            |
|---------|---|----------------------|------------|
| 专利名称(译) | 血压测量装置及具有其的智能手表   |                      |            |
| 公开(公告)号 | <a href="#">CN110464316A</a>  | 公开(公告)日              | 2019-11-19 |
| 申请号     | CN201910708487.1  | 申请日                  | 2019-08-01 |
| [标]发明人  | 朱方方<br>苏红宏  |                      |            |
| 发明人     | 朱方方<br>苏红宏  |                      |            |
| IPC分类号  | A61B5/0205 A61B5/0402 A61B5/00                                      |                      |            |
| CPC分类号  | A61B5/0205 A61B5/02125 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0402 A61B5/681 |                      |            |
| 代理人(译)  | 李萌  |                      |            |
| 外部链接    | <a href="#">Espacenet</a>   | <a href="#">SIPO</a> |            |

摘要(译)

一种血压测量装置及具有其的智能手表，包括脉搏波传感器、心电传感器及处理单元，所述心电传感器包含至少两个心电电极，用于与人体接触获取心电图信号，所述脉搏波传感器和至少一个所述心电电极位于相同测量位置，所述脉搏波传感器及所述心电传感器均与所述处理单元电性相连，所述脉搏波传感器将检测到的脉搏波信号传递至所述处理单元，所述心电传感器将检测到的心电图信号传递至所述处理单元，所述处理单元根据脉搏波信号及心电图信号进行血压的计算。该血压测量装置能够较好地对血压进行测量。

