



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108420411 A

(43)申请公布日 2018.08.21

(21)申请号 201810070326.X

(22)申请日 2018.01.24

(71)申请人 广东乐心医疗电子股份有限公司

地址 528400 广东省中山市火炬开发区东
利路105号A区

(72)发明人 管中达 张冠群 周伟秀 林昔谦

(74)专利代理机构 北京超凡志成知识产权代理
事务所(普通合伙) 11371

代理人 吴迪

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

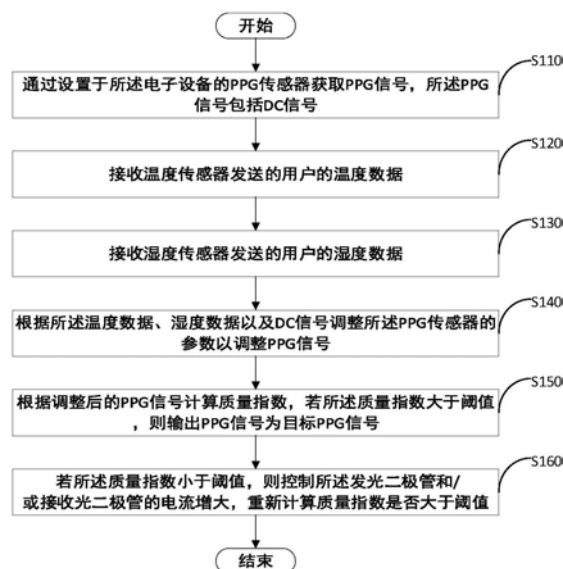
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

信号处理方法及电子设备

(57)摘要

本发明涉及健康技术领域,具体涉及一种信号处理方法及电子设备,该信号处理方法应用于电子设备。该电子设备上设置有PPG传感器、湿度传感器、温度传感器以及处理器,该PPG传感器、湿度传感器、温度传感器均与处理器连接。该处理器用于接收PPG传感器采集的PPG信号并对所述PPG信号进行调整,该PPG信号中包括DC信号,此外,该处理器还用于分别接收温度传感器发送的用户的温度数据以及湿度传感器发送的用户的湿度数据,并根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整PPG传感器的参数以调整PPG信号,提高PPG信号的质量。在本方案中,通过对采集的温度数据和湿度数据对PPG信号进行调整,以进一步提高PPG信号的质量。



1. 一种信号处理方法,应用于电子设备,所述电子设备上设置有PPG传感器、温度传感器以及湿度传感器,其特征在于,所述方法包括:

通过所述PPG传感器获取PPG信号,所述PPG信号包括DC信号;

接收所述温度传感器发送的用户的温度数据;

接收所述湿度传感器发送的用户的湿度数据;

根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号。

2. 如权利要求1所述的信号处理方法,其特征在于,所述PPG传感器包括发光二极管和接收光二极管,所述发光二极管用于向用户身体组织发出光线,所述接收光二极管用于接收经用户身体组织反射的光线并生成PPG信号发送至所述电子设备,由电子设备对PPG信号进行调整。

3. 如权利要求2所述的信号处理方法,其特征在于,所述根据温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号的步骤包括:

若所述温度数据小于预设温度值且所述DC信号的幅值大于预设幅值,或所述湿度数据小于预设湿度值且所述DC信号的幅值大于预设幅值,则控制所述发光二极管的电流增大,和/或,控制所述发光二极管的偏置电流转换参数增大,以提高PPG信号的质量。

4. 如权利要求2所述的信号处理方法,其特征在于,所述根据温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号的步骤包括:

若所述温度数据大于预设温度值且所述DC信号的幅值小于预设幅值,或所述湿度数据大于预设湿度值且所述DC信号的幅值小于预设幅值,则控制所述发光二极管的电流适当增大,和/或,控制所述发光二极管的偏置电流转换参数不变,以提高PPG信号的质量。

5. 如权利要求1所述的信号处理方法,其特征在于,所述方法还包括:

根据调整后的PPG信号计算质量指数,若所述质量指数大于阈值,则输出PPG信号为目标PPG信号。

6. 如权利要求5所述的信号处理方法,其特征在于,所述PPG信号还包括AC信号,所述根据调整后的PPG信号计算质量指数,若所述质量指数大于阈值,则输出PPG信号为目标信号的步骤包括:

根据调整后的PPG信号包括的AC信号和DC信号计算血流灌注指数和信噪比,若所述血流灌注指数和信噪比均大于阈值,则输出PPG信号为目标PPG信号。

7. 如权利要求5或6所述的信号处理方法,其特征在于,所述PPG传感器包括发光二极管和接收光二极管,所述发光二极管用于向用户身体组织发出光线,所述接收光二极管用于接收经用户身体组织反射的光线并发送至电子设备,由电子设备处理得到PPG信号,

所述方法还包括:

若所述质量指数小于阈值,则控制所述发光二极管和/或接收光二极管的电流增大,重新计算质量指数是否大于阈值。

8. 一种电子设备,其特征在于,所述电子设备上设置有PPG传感器、湿度传感器、温度传感器以及处理器,所述PPG传感器、湿度传感器和温度传感器均与所述处理器连接,

所述处理器用于接收所述PPG传感器采集的PPG信号,所述PPG信号包括DC信号;

所述处理器还用于接收所述温度传感器发送的用户的温度数据以及所述湿度传感器发送的用户的湿度数据;

所述处理器还用于根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号。

9. 如权利要求8所述的电子设备,其特征在于,所述电子设备还设置有至少两个距离传感器,所述至少两个距离传感器用于检测所述电子设备距离用户身体表面的距离值,

若所述距离值均大于第一预设距离值,则提示用户佩戴电子设备;

若所述距离值中任意两个距离值的差值大于或等于第二预设距离值,则提示用户佩戴电子设备倾斜。

10. 如权利要求8或9所述的电子设备,其特征在于,所述电子设备还设置有多个压力传感器,所述多个压力传感器用于检测所述电子设备与用户身体表面之间的压力值;

若所述压力值均大于第一预设压力范围,则提示用户佩戴电子设备过紧;若所述压力值均小于第一预设压力范围,则提示用户佩戴电子设备过松;

若所述压力值之间的任意两个压力值的差值大于第二预设压力范围,则提示用户佩戴电子设备倾斜。

信号处理方法及电子设备

技术领域

[0001] 本发明涉及医学技术领域,具体而言,涉及一种信号处理方法及电子设备。

背景技术

[0002] 光电容积脉搏波描记法 (PPG),是通过光学技术获取光线在特定人体组织吸收变化的描记图。PPG模组测量生理信号的工作的原理是,发光二极管将光线照射在探测皮肤表层上,接收光二极管检测有多少光线反射,再通过整形放大处理,得到压力脉冲导致的血流量变化的数据波形。这些数据波形的变化,是由于人体心脏在每个心动周期将血液输送到人体各组织,探测部位皮下组织的动脉和小动脉的血管由于心脏的泵血,血液的灌注发生周期性的扩张、收缩变化得到。当血液灌注增多血管扩张时,吸收更多的绿光,接收光二极管收到的光电信号就变弱,反之,光电信号就变强。进而,通过分析该波形变化得到用户的心血管特征。

[0003] 在现有技术中,是通过光电检测方式来获取数据波形,进而根据获取的波形分析用户的心血管特征。其进行光电检测的装置容易受到各种因素的影响,导致测量得到的PPG信号并不准确,以至于不能准确地对用户的心血管特征进行分析。因此,提供一种能提高PPG信号质量的方法是十分必要的。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种信号处理方法,以实现采集更高准确度的PPG信号。

[0005] 本发明的另一目的在于提供一种电子设备,以实现采集更高准确度的PPG信号。

[0006] 为了实现上述目的,本发明实施例采用的技术方案如下:

[0007] 第一方面,本发明实施例提供了一种信号处理方法,应用于电子设备,所述电子设备上设置有PPG传感器、温度传感器以及湿度传感器,所述方法包括:通过所述PPG传感器获取PPG信号,所述PPG信号包括DC信号;接收所述温度传感器发送的用户的温度数据;接收所述湿度传感器发送的用户的湿度数据;

[0008] 根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号。

[0009] 第二方面,本发明实施例还提供了一种电子设备,所述电子设备上设置有PPG传感器、湿度传感器、温度传感器以及处理器,所述PPG传感器、湿度传感器和温度传感器均与所述处理器连接,所述处理器用于接收所述PPG传感器采集的PPG信号,所述PPG信号包括DC信号;所述处理器还用于接收所述温度传感器发送的用户的温度数据以及所述湿度传感器发送的用户的湿度数据;所述处理器还用于根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号。

[0010] 本发明实施例提供一种信号处理方法及电子设备,该信号处理方法应用于电子设备。该电子设备上设置有PPG传感器、湿度传感器、温度传感器以及处理器,该PPG传感器、湿度传感器、温度传感器均与处理器连接。该处理器用于接收PPG传感器采集的PPG信号,该

PPG信号中包括DC信号,此外,该处理器还用于分别接收温度传感器发送的用户的温度数据以及湿度传感器发送的用户的湿度数据,并根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整PPG传感器的参数以调整PPG信号,提高PPG信号的质量。在本方案中,通过对采集的温度数据和湿度数据对PPG信号进行调整,以进一步提高了PPG先后的准确度。

[0011] 为使本发明的上述目的、特征和优点能更明显易懂,下文特举较佳实施例,并配合所附附图,作详细说明如下。

附图说明

[0012] 为了更清楚地说明本发明实施例的技术方案,下面将对实施例中所需要使用的附图作简单地介绍,应当理解,以下附图仅示出了本发明的某些实施例,因此不应被看作是对范围的限定,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相关的附图。

[0013] 图1示出了本发明实施例提供的一种电子设备的结构示意图。

[0014] 图2示出了本发明实施例提供的一种PPG信号的波形图。

[0015] 图3示出了本发明实施例提供的一种PPG信号的另一种波形图。

[0016] 图4示出了本发明实施例提供的一种信号处理方法的流程示意图。

[0017] 图5示出了本发明实施例提供的一种信号处理方法的子步骤的流程示意图。

[0018] 图示:10-电子设备;11-温度传感器;12-湿度传感器;13-压力传感器;14-距离传感器;15-发光二极管;16-接收光二极管。

具体实施方式

[0019] 下面将结合本发明实施例中附图,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。通常在此处附图中描述和示出的本发明实施例的组件可以以各种不同的配置来布置和设计。因此,以下对在附图中提供的本发明的实施例的详细描述并非旨在限制要求保护的本发明的范围,而是仅仅表示本发明的选定实施例。基于本发明的实施例,本领域技术人员在没有做出创造性劳动的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。

[0020] 应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。同时,在本发明的描述中,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0021] 现有技术中进行PPG信号采集的装置为PPG模组,该PPG模组包括发光二极管以及接收光二极管,该发光二极管将光线发送至用户皮肤表面,光线经皮肤等组织反射由接收光二极管接收(皮下组织的血流灌注越多,则吸收光线越多,接收光二极管接收到的光越少,血流灌注越少,则吸收光线越少,接收光二极管接收到的光越多),并由处理器进一步对接收的光信号处理得到PPG信号的数据波形,对该数据波形进行分析处理后得到对应用户的心血管特征,如心率、血压、血氧等,以对用户的健康指标进行监控。

[0022] 但是该PPG模组采集得到的PPG信号准确度低,其原因在于,第一,该PPG模组采集的光信号时,易受环境光的干扰,当环境光特别强的时候,接收光二极管接收到的光容易呈饱和状态,无法区分是用户本身身体血流少,吸收光线少,进而反射光线多,还是由于环境

光线导致反射光线多,使得测量失败;第二,由于反射光线的多少还由用户皮肤表现的温度和湿度决定,即温度高,湿度越大,则皮肤吸收越少,发射光线强,温度越低,湿度越小,皮肤吸收越大,发射光线越弱,由此可见,如果不对温度和湿度带来的影响进行调控,则在一定程度上将会影响PPG信号的质量;第三,若该PPG模组集成于佩戴设备中,则用户佩戴的情况将会对PPG信号的质量产生影响,如用户是否佩戴、佩戴松紧、佩戴是否倾斜等。此外,在现有技术中,对采集的准确度较好的PPG信号则进行下一步处理,若采集的PPG信号的质量不好,由于不能准确反映用户的心血管特征,故不能使用,因而在一定程度上浪费了工作量。

[0023] 鉴于此,本发明实施例提供一种电子设备,该电子设备通过采集的温度数据、湿度数据对采集的PPG信号进行调整,此外,还实时检测用户佩戴电子设备的情况,以提示用户对电子设备进行合理的调节,以进一步提高采集的PPG信号的质量。

[0024] 如图1所示,是本发明实施例提供的一种电子设备10的结构示意图。该电子设备10为可佩戴于用户身上的设备,其包括但不限于,电子手环等。该电子设备10包括温度传感器11、湿度传感器12、PPG传感器以及处理器(图中未示出),该温度传感器11、湿度传感器12、PPG传感器均与处理器连接。

[0025] 该PPG传感器包括发光二极管15以及接收光二极管16,图1中显示的发光二极管15为两个,接收光二极管16为一个,容易理解的,此处只是示例性说明,该发光二极管15和接收光二极管16的数量可根据实际需要进行设定。该发光二极管15包括绿光发光二极管、红光发光二极管中的其中一种或组合,该接收光二极管16包括对绿光光谱敏感的接收光二极管、对红光光谱敏感的接收光二极管的其中一种或组合。该发光二极管15用于对用户的皮肤表面发射光线,该接收光二极管16用于接收用户经皮肤等组织反射的光线并生成PPG信号发送至处理器,由处理器对PPG信号进行调整。

[0026] 由于该采集的PPG信号在采集的过程中易受到其他因素的影响,如用户皮肤表面的温度和湿度等,若用户皮肤表面的温度过高或湿度过高,则导致用户皮肤吸收率(吸收光线的多少)小,接收光二极管16接收的光线多,导致PPG信号的波形较大;若用户皮肤表面的温度过低或湿度较低,则导致用户皮肤吸收率大,接收光二极管16接收的光线少,导致PPG信号的波形小。容易理解的,该PPG信号的波形过大或过小都不利于对PPG信号的波形分析,以至于不能得到较为准确的心血管数据。因此,需要对温度和湿度带来的影响进行调节。

[0027] 该温度传感器11使用红外测温元件,任何物体在高于绝对零度(-273°C)时都会向外发出红外线,红外测温元件接收红外线,得到用户身体的温度数据,以实现非接触式体表温度的测量。该温度传感器11将测得的温度数据发送至处理器。

[0028] 该湿度传感器12的核心元件为湿敏电阻或湿敏电容,该湿敏电阻的特点为在其基片上覆盖一层用感湿材料制成的膜,当空气中的水蒸气吸附在感湿膜上时,该湿敏电阻的电阻率和电阻值都发生变化,利用这一特性即可测量湿度数据;该湿敏电容采用高分子薄膜电容制成,常用的高分子材料有聚苯乙烯、聚酰亚胺、酪酸醋酸纤维等,当环境湿度发生改变时,湿敏电容的介电常数发生变化,使其电容量也发生变化,其电容变化量与湿度数据成正比,由此检测湿度数据。该湿度传感器12将检测到的用户皮肤表面的湿度数据发送至处理器。

[0029] 需要说明的是,衡量采集的PPG信号的质量的好坏,其中一个衡量指标为血流灌注指数(Perfusion Index,PI),或称之为血管搏动指数,PI值反应了受测部位的微小动脉的

血流情况,即反应了局部组织的血流灌注情况,该PI值可用公式 $PI = AC\text{幅值}/DC\text{幅值}$ 进行计算,且PI值越大,表明微小动脉的血流越大,采集的PPG信号的质量相对较高。

[0030] 该处理器将根据接收到的温度数据和湿度数据对采集的PPG信号进行调整,以提高PPG信号的质量,其中该PPG信号包括AC信号和DC信号。具体为:若所述温度数据小于预设温度值且DC信号的幅值大于预设幅值,或所述湿度数据小于预设湿度值且所述DC信号的幅值大于预设幅值,则控制发光二极管的电流增大,和/或,控制所述发光二极管的偏置转换参数增大。

[0031] 其中,预设温度值和预设湿度值均为用户事先佩戴电子设备,多次采集PPG信号,得到的PPG信号质量较好时的温度值和湿度值,容易理解的,不同用户的预设温度值和预设湿度值不同。此外,DC信号的幅值用于表征用户皮肤对光线的吸收率,该吸收率的确定方式为: $A = 1 - T - R$,其中,A为吸收率,T为透光率,R为反射率,该透光率的确定方式为 $T = \text{透过介质的光强}/\text{输出光强度}$,在对皮肤组织模型进行测量时,可认为 $T = 0$;反射率为PPG传感器检测到的光强与输出的光强比值,即 $R = \text{接收光的强度}/\text{输出光的强度}$ 或 $R = \text{接收光的密度}/\text{输出光的密度}$,该发射率也可用DC信号作为判断指标,容易理解的,该反射率与DC信号的幅值呈线性关系。此外,需要说明的是,该吸收率跟用户的肤色深浅、皮肤组织的水饱和程度、皮肤表面干燥潮湿程度等多方面因素有关,其中温度和湿度是影响最大的两个因素,且温度和湿度大致呈正相关,即温度较高时,组织的血流动力较高,组织的水饱和程度较高,皮肤表面相应的较潮湿,反之,温度较低时,组织的水饱和程度低,皮肤表面较为干燥。

[0032] 若所述温度数据小于预设温度值且DC信号的幅值大于预设幅值,或所述湿度数据小于预设湿度值且所述DC信号的幅值大于预设幅值,由于受测部位的温度数据低于预设温度值,则受测部位的微小动脉缩小,同时此时DC信号的幅值大于预设幅值,表明受测部位对光线的吸收率增大,此时接收光二极管16实际获取的光线较少,生成的PPG信号的波形较小,波形特征不够典型,不利于分析心血管特征,因此需要采集干预手段。

[0033] 该干预手段为控制发光二极管15的电流增大,和/或,控制所述发光二极管15的偏置电流转换参数增大。其中,发光二极管15的电流增大,AC信号和DC信号的幅值均增大,且AC信号的幅值增加幅度大于DC信号幅值的增加幅度,由 $PI = AC\text{幅值}/DC\text{幅值}$ 公式可知,提高了PI值,进而提高了PPG信号的质量。另外,控制发光二极管15的偏置电流转换参数增大,AC信号的幅值几乎不受影响,DC信号的幅值将减小,由 $PI = AC\text{幅值}/DC\text{幅值}$ 公式可知,提高了PI值,进而提高了PPG信号的质量。容易理解的,这两种调控手段可以同时使用,也可分别使用,以达到提高PPG信号的质量的目的。

[0034] 对采集的PPG信号进行了调控后,还可对PPG信号进行放大处理,以使得PPG信号的波形更加清楚,进一步还需对调整后的PPG信号计算质量指数,以确定PPG信号的质量是否达标。该PPG信号的质量可由计算血流灌注指数(Perfusion Index,PI)进行确定,还可通过计算信噪比(Signal Noise Ratio,SNR)进行确定。其中,PI值的计算方式为 $PI = AC\text{幅值}/DC\text{幅值}$,信噪比的计算方式为 $SNR = \frac{P_{\text{signal}}}{P_{\text{noise}}} = \frac{A_{\text{signal}}^2}{A_{\text{noise}}^2}$,其中 P_{signal} 为AC有效信号的功率, P_{noise} 为噪声功率, A_{signal} 为AC有效信号的幅值, A_{noise} 为噪声幅值。需要说明的是,该PPG质量的确定方式可以单独采用一种计算方式,也可同时采用两种计算方式,容易理解的,其确定PPG信号的指标越多,该PPG信号的质量越好。

[0035] 若PI值或信噪比大于阈值,表明此时经过调整的PPG信号的质量较好,则输出该PPG信号为目标PPG信号,并根据该目标PPG信号的波形进行心血管特征的分析。若该PI值或信噪比小于阈值,则说明经过调整的PPG信号的质量不达标,则需对PPG传感器的参数进行进一步调控,具体为控制发光二极管15和/或接收光二极管16的电流增大,以使得能够接收的光线更多,得到的PPG信号的波形较大。

[0036] 为了使该调控PPG信号的效果更加具体,下面举例说明:

[0037] 若温度传感器11采集的温度数据为23度,预设温度值为28度,且采集的PPG信号中DC幅值大于预设幅值,则此时的PPG信号的波形图如图2所示,其中,DC幅值较大,AC幅值较小,致使整个PPG信号的波形图较小,使得波形特征不够典型,不利于做心率、血压、血氧等心血管特征参数估计。由此,对该采集的PPG信号进行调整,即控制发光二极管15的电流增大,和/或,控制发光二极管15的偏置电流转换参数增大,经调整后PPG信号的波形图如图3所示,经对比可知,PPG信号的波形增大,更加有利于心血管特征的采集与分析。

[0038] 另一方面,若所述温度数据大于预设温度值且所述DC信号的幅值小于预设幅值,或所述湿度数据大于预设湿度值且所述DC信号的幅值小于预设幅值,则控制所述发光二极管15的电流适当增大,和/或,控制所述发光二极管15的偏置电流转换参数不变,以提高PPG信号的质量。由于受测部位的温度数据大于预设温度值,则受测部位的微小动脉扩张,同时DC信号的幅值小于预设幅值,表明受测部位对光线的吸收率减小,此时接收光二极管16实际获取的光线多,生成的PPG信号的波形较大,甚至溢出,因此,需要分别保持发光二极管15的电流和偏置电流转换参数不变,或同时增大发光二极管15的电流或偏置电流转换参数,以适当减小PPG信号的波形,提高PPG信号的质量。

[0039] 此外,该电子设备10还包括至少两个距离传感器14以及多个压力传感器13,以在用户佩戴电子设备10时,实时检测用户的佩戴状况,以使得用户进行较好地佩戴,进而提高采集PPG信号的质量。

[0040] 该多个压力传感器13设置于电子设备10靠近用户皮肤的一侧,该压力传感器13用于检测电子设备10和用户身体表面之间的压力。若多个压力传感器13测得的压力值几乎相等且压力值在一定范围内,则用户佩戴状况良好;若多个压力传感器13测得的压力值大于第一预设压力范围,则提示用户佩戴过紧;若多个压力传感器13测得的压力值小于第一预设压力范围,则提示用户佩戴过松;若多个压力传感器13测得的压力值不等,且任意两个的压力值的差值大于第二预设压力范围,则提示用户佩戴倾斜,若用户佩戴电子设备倾斜,则将导致环境光渗透进来,以至于影响采集的PPG信号的质量。

[0041] 该至少两个距离传感器14分别设置于电子设备10与用户皮肤靠近的一面的两侧,该距离传感器14用于测量电子设备10到用户皮肤的距离,以根据该距离判断佩戴情况。该距离传感器14使用红外测距的方法,若测得的距离大于第一预设距离值,则提示用户佩戴电子设备10,若测得的多个距离值中任意两个距离值的差值大于或等于第二预设距离值,则提示用户佩戴电子设备10倾斜,需调整电子设备10的位置。容易理解的,该第二预设距离值小于第一预设距离值。

[0042] 在本方案中,同时设置压力传感器13和距离传感器14,使得可通过对用户佩戴电子设备10的情况进行双重验证,即是否佩戴,佩戴是否倾斜等,以更多地减少佩戴不好对采集PPG信号的质量的影响。

[0043] 请参照图4,是本发明实施例提供的一种信号处理方法的流程示意图,该信号处理方法应用于电子设备10,该信号处理方法包括:

[0044] 步骤S110,通过设置于所述电子设备的PPG传感器获取PPG信号,所述PPG信号包括DC信号。

[0045] 即通过PPG传感器采集光信号,并对采集的光信号处理得到PPG信号。

[0046] 步骤S120,接收温度传感器发送的用户的温度数据。

[0047] 步骤S130,接收湿度传感器发送的用户的湿度数据。

[0048] 步骤S140,根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整所述PPG传感器的参数以调整PPG信号。

[0049] 即根据温度数据、湿度数据以及DC信号通过调整PPG传感器的参数实现对PPG信号的调整,以消除温度和湿度对PPG信号的影响。

[0050] 请参照图5,该步骤S140包括:

[0051] 步骤S141,若所述温度数据小于预设温度值且所述DC信号的幅值大于预设幅值,或所述湿度数据小于预设湿度值且所述DC信号的幅值大于预设幅值,则控制所述发光二极管的电流增大,和/或,控制所述发光二极管的偏置电流转换参数增大,以提高PPG信号的质量。

[0052] 步骤S142,若所述温度数据大于预设温度值且所述DC信号的幅值小于预设幅值,或所述湿度数据大于预设湿度值且所述DC信号的幅值小于预设幅值,则控制所述发光二极管的电流减小,和/或,控制所述发光二极管的偏置电流转换参数减小,以提高PPG信号的质量。

[0053] 步骤S150,根据调整后的PPG信号计算质量指数,若所述质量指数大于阈值,则输出PPG信号为目标PPG信号。

[0054] 对PPG信号调整后,需计算其质量参数,以判定该PPG信号的质量是否符合要求,若该质量参数大于阈值,则输出该PPG信号为目标PPG信号。

[0055] 步骤S160,若所述质量指数小于阈值,则控制所述发光二极管和/或接收光二极管的电流增大,重新计算质量指数是否大于阈值。

[0056] 由于该信号处理方法在对电子设备10进行描述时已经阐述,在此不再赘述。

[0057] 综上所述,本发明实施例提供的一种信号处理方法及电子设备,该信号处理方法应用于电子设备。该电子设备上设置有PPG传感器、湿度传感器、温度传感器以及处理器,该PPG传感器、湿度传感器、温度传感器均与处理器连接。该处理器用于接收PPG传感器采集的光信号并对所述光信号处理得到PPG信号,该PPG信号中包括DC信号,此外,该处理器还用于分别接收温度传感器发送的用户的温度数据以及湿度传感器发送的用户的湿度数据,并根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整PPG传感器的参数以调整PPG信号,提高PPG信号的质量。在本方案中,通过对采集的温度数据和湿度数据对PPG信号进行调整,以进一步提高了PPG先后的准确度。

[0058] 在本申请所提供的几个实施例中,应该理解到,所揭露的装置和方法,也可以通过其它的方式实现。以上所描述的装置实施例仅仅是示意性的,例如,附图中的流程图和框图显示了根据本发明的多个实施例的装置、方法和计算机程序产品的可能实现的体系架构、功能和操作。在这点上,流程图或框图中的每个方框可以代表一个模块、程序段或代码的一

部分,所述模块、程序段或代码的一部分包含一个或多个用于实现规定的逻辑功能的可执行指令。也应当注意,在有些作为替换的实现方式中,方框中所标注的功能也可以以不同于附图中所标注的顺序发生。例如,两个连续的方框实际上可以基本并行地执行,它们有时也可以按相反的顺序执行,这依所涉及的功能而定。也要注意的,框图和/或流程图中的每个方框、以及框图和/或流程图中的方框的组合,可以用执行规定的功能或动作的专用的基于硬件的系统来实现,或者可以用专用硬件与计算机指令的组合来实现。

[0059] 另外,在本发明各个实施例中的各功能模块可以集成在一起形成一个独立的部分,也可以是各个模块单独存在,也可以两个或两个以上模块集成形成一个独立的部分。

[0060] 所述功能如果以软件功能模块的形式实现并作为独立的产品销售或使用,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本发明的技术方案本质上或者说对现有技术做出贡献的部分或者该技术方案的部分可以以软件产品的形式体现出来,该计算机软件产品存储在一个存储介质中,包括若干指令用以使得一台计算机设备(可以是个人计算机,服务器,或者网络设备等)执行本发明各个实施例所述方法的全部或部分步骤。需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、物品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、物品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0061] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步定义和解释。

[0062] 以上所述,仅为本发明的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,可轻易想到变化或替换,都应涵盖在本发明的保护范围之内。因此,本发明的保护范围应所述以权利要求的保护范围为准。

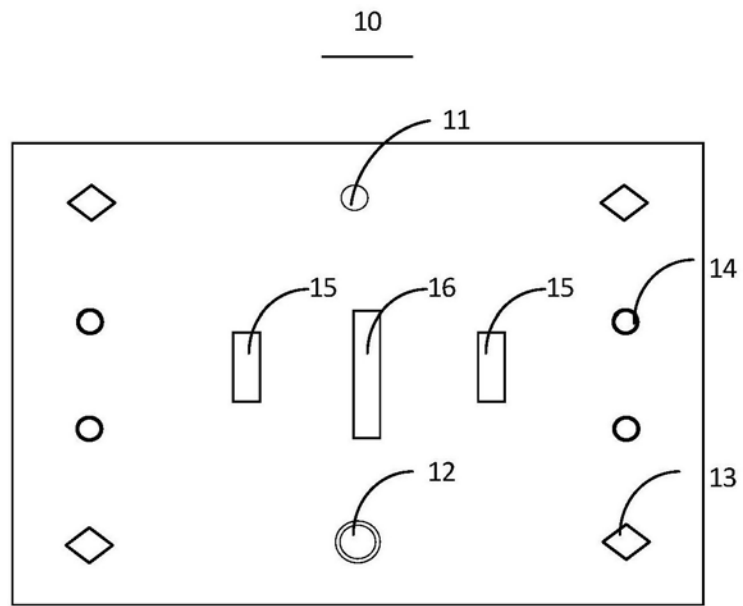


图1

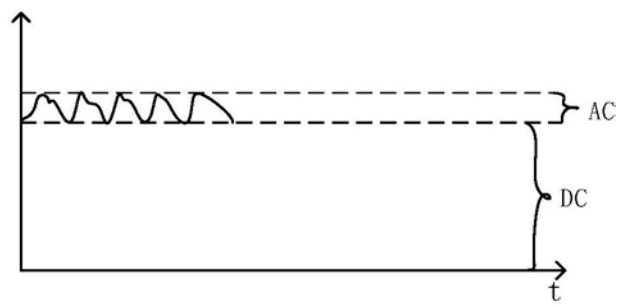


图2

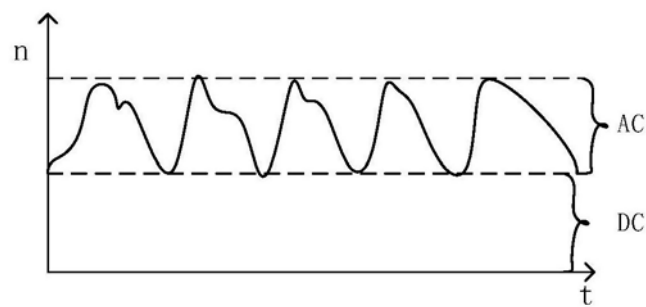


图3

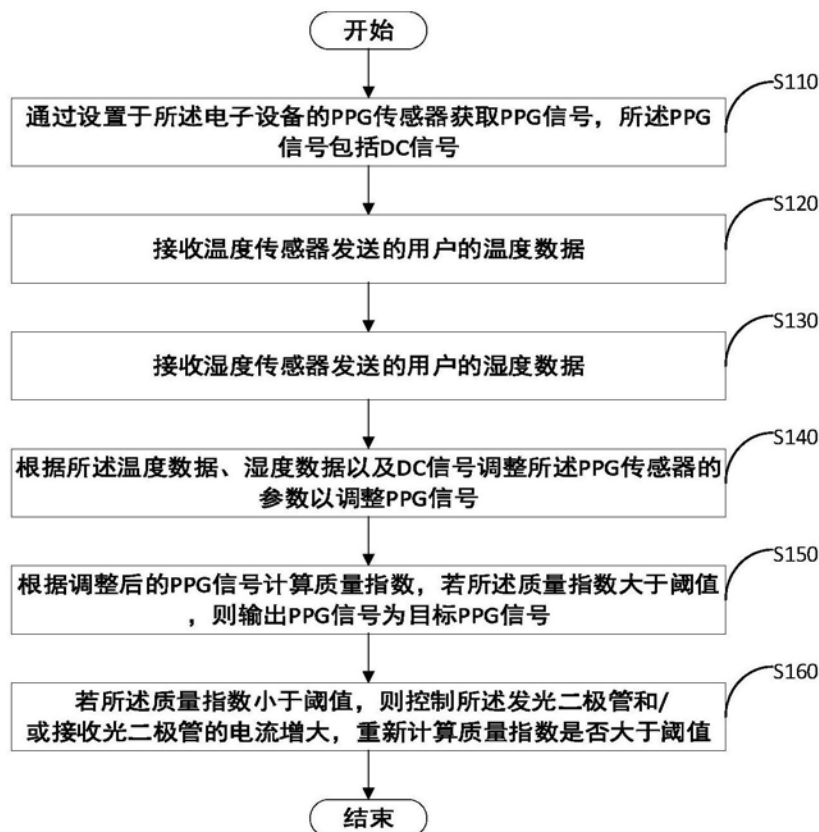


图4

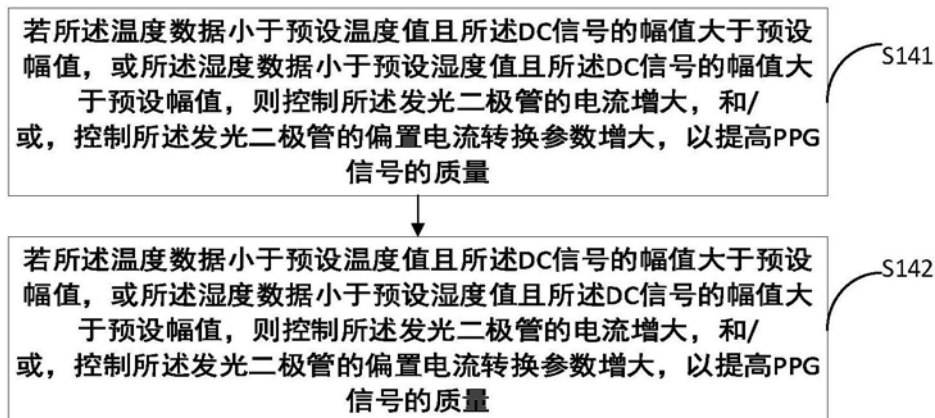


图5

专利名称(译)	信号处理方法及电子设备		
公开(公告)号	CN108420411A	公开(公告)日	2018-08-21
申请号	CN201810070326.X	申请日	2018-01-24
[标]申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	广东乐心医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	张冠群 周伟秀 林昔谦		
发明人	管中达 张冠群 周伟秀 林昔谦		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/7235		
代理人(译)	吴迪		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及健康技术领域，具体涉及一种信号处理方法及电子设备，该信号处理方法应用于电子设备。该电子设备上设置有PPG传感器、湿度传感器、温度传感器以及处理器，该PPG传感器、湿度传感器、温度传感器均与处理器连接。该处理器用于接收PPG传感器采集的PPG信号并对所述PPG信号进行调整，该PPG信号中包括DC信号，此外，该处理器还用于分别接收温度传感器发送的用户的温度数据以及湿度传感器发送的用户的湿度数据，并根据所述温度数据、湿度数据以及DC信号调整PPG传感器的参数以调整PPG信号，提高PPG信号的质量。在本方案中，通过对采集的温度数据和湿度数据对PPG信号进行调整，以进一步提高PPG信号的质量。

