



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107714050 A

(43)申请公布日 2018.02.23

(21)申请号 201710958140.3

(22)申请日 2017.10.13

(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 崔荣涛 杨震 孙昕

(74)专利代理机构 深圳市创富知识产权代理有
限公司 44367

代理人 张亚宁

(51)Int.Cl.

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

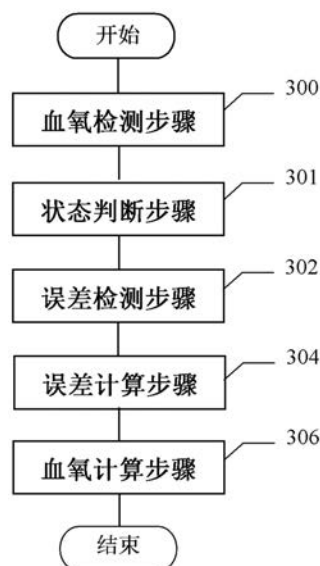
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种三波长血氧饱和度检测方法与装置以及可穿戴设备

(57)摘要

本发明公开了一种三波长血氧饱和度检测方法与装置以及可穿戴设备,所述方法包括:血氧检测步骤,误差检测步骤,误差计算步骤,以及血氧计算步骤。按照本发明实施例的三波长血氧饱和度检测方法与装置以及包含该装置的可穿戴设备,能够消除活动引起的噪声导致的检测误差,可以得到更准确的血氧饱和度检测结果。



1. 一种用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法,其特征在于,包括:

误差检测步骤,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;以及

误差计算步骤,用于将检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号。

2. 如权利要求1所述的用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法,其特征在于,还包括:

状态判断步骤,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

3. 一种三波长血氧饱和度检测方法,其特征在于,包括:

血氧检测步骤,利用不同波长的双光源通过光电容积描记法分别检测氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号;

误差检测步骤,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;

误差计算步骤,用于将利用等吸收点波长光源检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号;以及

血氧计算步骤,用于将氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号分别减去噪声信号,据此计算血氧饱和度。

4. 如权利要求3所述的三波长血氧饱和度检测方法,其特征在于,还包括:

状态判断步骤,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

5. 如权利要求3或4所述的用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法,其特征在于:所述等吸收点波长是指氧合血红蛋白和还原血红蛋白吸收率一致的光的波长。

6. 如权利要求5所述的三波长血氧饱和度检测方法,其特征在于:所述等吸收点波长为810nm。

7. 一种用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置,其特征在于,包括:

误差检测模块,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;以及

误差计算模块,用于将检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号。

8. 如权利要求7所述的用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置,其特征在于,还包括:

状态判断模块,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

9. 一种三波长血氧饱和度检测装置,其特征在于,包括:

血氧检测模块,利用不同波长的双光源通过光电容积描记法分别检测氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号;

误差检测模块,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;

误差计算模块,用于将利用等吸收点波长光源检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号;以及

血氧计算模块,用于将氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号分别减去噪声信号,据此计算血氧饱和度。

10.如权利要求9所述的三波长血氧饱和度检测装置,其特征在于,还包括:

状态判断模块,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

11.如权利要求9所述的三波长血氧饱和度检测装置,其特征在于:不同波长的双光源以及等吸收点波长光源紧密排布在一起。

12.一种可穿戴设备,其特征在于:包括按照权利要求9至11中任一项所述的三波长血氧饱和度检测装置。

一种三波长血氧饱和度检测方法与装置以及可穿戴设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种血氧饱和度检测方法与装置,特别是涉及一种三波长血氧饱和度检测方法与装置以及包含该装置的可穿戴设备。

背景技术

[0002] 血氧饱和度是血液中被氧结合的氧合血红蛋白的容量占全部可结合的血红蛋白容量的百分比,即血液中血氧的浓度。血氧饱和度含量一般用血液中氧合血红蛋白(Hbo2)占总血红蛋白的百分比来表示,其表达式为:

$$SpO_2 = C_{HbO_2} / (C_{HbO_2} + C_{Hb}) \times 100\%,$$

其中 C_{HbO_2} 为血液中氧合血红蛋白含量, C_{Hb} 为还原血红蛋白含量。

[0003] 血氧饱和度的无创测量常用双波长光电容积描记(PPG)法,即利用氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长的LED光源吸收率不同,通过两者的比值来获得人体血氧值,其计算公式如下:

$$R = I_{red} / I_{ir},$$

$$SpO_2 = AR + B,$$

其中 I_{red} 和 I_{ir} 为利用光电传感器获得红光和红外光的归一化交流光信号, SpO_2 为血氧饱和度含量值, A 和 B 为标定常数。

[0004] 然而,当被测用户在活动的情况下进行测量时,如利用可穿戴设备测量时,测量信号中会叠加有活动引起的噪声,此时:

$$I_{red_move} = I_{red} + N_{red},$$

$$I_{ir_move} = I_{ir} + N_{ir},$$

其中 N_{red} 和 N_{ir} 为活动引起的噪声。显而易见,在此情况下,会造成计算结果的误差。

[0005] 因此,需要一种能够消除活动引起的噪声导致的误差的血氧饱和度检测方法与装置,以便得到更准确的检测结果。

发明内容

[0006] 本发明的目的是为了克服现有技术存在的缺陷,提供一种三波长血氧饱和度检测方法与装置以及包含该装置的可穿戴设备。为了实现这一目的,本发明所采取的技术方案如下:

按照本发明实施例的第一方面,提供一种用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法,包括:误差检测步骤,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;以及误差计算步骤,用于将检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号。

[0007] 按照一个实施例,所述的用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法还包括状态判断步骤,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

[0008] 按照本发明实施例的第二方面,提供一种三波长血氧饱和度检测方法,包括:血氧

检测步骤,利用不同波长的双光源通过光电容积描记法分别检测氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号;误差检测步骤,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;误差计算步骤,用于将利用等吸收点波长光源检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号;以及血氧计算步骤,用于将氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号分别减去噪声信号,据此计算血氧饱和度。

[0009] 按照一个实施例,所述的三波长血氧饱和度检测方法还包括状态判断步骤,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

[0010] 按照再一个实施例,所述等吸收点波长是指氧合血红蛋白和还原血红蛋白吸收率一致的光的波长。

[0011] 按照另一个实施例,所述等吸收点波长为氧合血红蛋白和还原血红蛋白吸收率曲线的交点处的波长。

[0012] 按照又一个实施例,所述等吸收点波长为810nm。

[0013] 按照本发明实施例的第三方面,提供一种用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置,包括:误差检测模块,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;以及误差计算模块,用于将检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号。

[0014] 按照一个实施例,所述的用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置还包括状态判断模块,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

[0015] 按照本发明实施例的第四方面,提供一种三波长血氧饱和度检测装置,包括:血氧检测模块,利用不同波长的双光源通过光电容积描记法分别检测氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号;误差检测模块,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号;误差计算模块,用于将利用等吸收点波长光源检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号;以及血氧计算模块,用于将氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号分别减去噪声信号,据此计算血氧饱和度。

[0016] 按照一个实施例,所述的三波长血氧饱和度检测装置还包括:状态判断模块,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。

[0017] 按照再一个实施例,不同波长的双光源以及等吸收点波长光源紧密排布在一起。

[0018] 按照本发明实施例的第五方面,提供一种可穿戴设备,包括按照本发明实施例的第四方面所述的三波长血氧饱和度检测装置。

[0019] 按照本发明实施例的三波长血氧饱和度检测方法以及包含该装置的可穿戴设备,能够消除活动引起的噪声导致的检测误差,可以得到更准确的血氧饱和度检测结果。

[0020] 下面将结合附图并通过实施例对本发明进行具体说明,其中相同或基本相同的部件采用相同的附图标记指示。

附图说明

[0021] 图1是氧合血红蛋白和还原血红蛋白对不同波长光线的吸收率曲线图;

图2是按照本发明一个实施例的用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法的示意性流程图；

图3是按照本发明一个实施例的三波长血氧饱和度检测方法的示意性流程图；

图4是按照本发明一个实施例的用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置的示意性结构框图；

图5是按照本发明一个实施例的三波长血氧饱和度检测装置的示意性结构框图；以及

图6按照本发明一个实施例的包含三波长血氧饱和度检测装置的可穿戴设备的示意性结构框图。

具体实施方式

[0022] 为了解决血氧饱和度检测中用户活动引起的干扰问题,按照本发明的实施例提出一种三波长的血氧饱和度检测方法及装置,除典型的红光和红外两路LED光源外,另外使用一个等吸收点波长的LED。

[0023] 等吸收点波长指氧合血红蛋白和还原血红蛋白对光的吸收率一致的波长,即图1中两种蛋白的吸收率曲线的交点处,其典型值为810nm。等吸收点波长的特性为:接收到的归一化交流光信号值 I_{equal} 仅与LED强度、光路径损失、接收电路的放大系数有关,而与人体的实际血氧数值无关。因此,可以据此检测和计算活动引起的干扰信号。

[0024] 如图2所示,是按照本发明一个实施例的用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法的示意性流程图,主要包括误差检测步骤202和误差计算步骤204;其中在误差检测步骤中,可以人工控制以检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号时,但是,在一个实施例中,还可选包括状态判断步骤200,由此来自动进行静止状态和活动状态下的检测。下面进行具体说明。

[0025] 在状态判断步骤200中,利用加速度传感器的输出值是否达到预定阈值,来判断用户是否处于活动状态。在一个实施例中,可利用用户佩戴的可穿戴设备(如手环)识别判断用户的活动状态,运动手环中配置有加速度计,依据一定时间内采集的加速度数据进行计算,可以得到用户佩戴部位的活动状态。通常情况下,佩戴部位(如手腕)的活动状态可以指示用户处于静止状态或活动状态。加速度变化情况可作为人体活动情况的评估依据之一,如每25笔加速度数据进行一次变化量累加和计算(传感器的采样率是25Hz,即1s采集25笔数据),每1秒内相邻两笔采样数据相减的差值取绝对值然后求和,即为1s的加速度差值的累积值a,每5s的a值求得平均值A,当 $A > x \text{ m/s}^2$ 时,认为是活动状态。其中x通过实际的统计可以获得具体值,其中x例如优选为40。

[0026] 在误差检测步骤202中,利用等吸收点波长光源通过光电容积描记法分别检测用户静止状态下和活动状态下的归一化交流光信号。静止状态期间可以认为不存在活动噪声的干扰,在静止和活动期间分别利用等吸收率波长进行检测,可以得到下式表示的接收信号:

$$I_{\text{equal1}} = I_{\text{equal}} \quad (1)$$

$$I_{\text{equal2}} = I_{\text{equal}} + N_{\text{equal}} \quad (2)$$

其中 N_{equal} 为活动引起的干扰信号。

[0027] 在误差计算步骤204中,用于将检测的活动状态下的归一化交流光信号减去静止

状态下的归一化交流光信号,得到活动噪声信号。具体来说,由等吸收率波长的性质可知,静止时期和活动时期接收的有效信号 I_{equal} 是一致的,因此可以通过求差,获得活动期间引起的活动噪声大小,即

$$N_{\text{equal}} = I_{\text{equal}2} - I_{\text{equal}1} \quad (3)$$

该噪声信号可用于校正血氧饱和度的检测。

[0028] 如图3所示,是按照本发明一个实施例的三波长血氧饱和度检测方法的示意性流程图,主要包括:血氧检测步骤300,误差检测步骤302,误差计算步骤304,以及血氧计算步骤306;此外,在其他实施例中,还可选包括状态判断步骤301,由此来自动进行静止状态和活动状态下的检测。其中状态判断步骤、误差检测步骤、以及误差计算步骤与上述用于校正血氧饱和度计算的误差检测方法中描述的相应步骤一致,在此不再赘述。下面对其他步骤进行具体说明。

[0029] 在血氧检测步骤300中,利用不同波长的双光源通过光电容积描记法分别检测氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号。在一个实施例中,一般取对氧合血红蛋白和还原血红蛋白吸收率差异尽量大的两路光源,如图1所示,常取红光光源为660nm,红外光源为940nm。

[0030] 在血氧计算步骤306中,将氧合血红蛋白和还原血红蛋白的归一化交流光信号分别减去噪声信号,据此计算血氧饱和度。具体来说,在获得了活动时期的活动干扰信号的值之后,在实际计算R值时,可将干扰减去再进行计算。在一个实施例中,通过将血氧检测以及误差检测所使用的光源紧密排布在一起,因此运动时引起的光程变化、折射角度等可以认为是一致的,换句话说干扰噪声也是一致的,即: $N_{\text{red}} = N_{\text{ir}} = N_{\text{equal}}$,于是R可用下式表示:

$$R = (I_{\text{red}} - N_{\text{equal}}) / (I_{\text{ir}} - N_{\text{equal}}) \quad (4)$$

于是,可消除活动噪声干扰,获得准确的R值,进而获得准确的血氧值 Spo_2 。

[0031] 上述步骤虽然是按照一定的顺序描述的,但这并不是限制,仅仅是为了便于描述。其中有些步骤的顺序可以颠倒,也可以并行。例如,血氧检测步骤和误差检测步骤可以同时或先后进行。

[0032] 如图4所示,是按照本发明一个实施例的用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置400的示意性结构框图,主要包括:误差检测模块403,以及误差计算模块405;在其他实施例中,还可选地包括状态判断模块401。其中:

状态判断模块401用于执行步骤200,可通过加速度传感器、计时器和处理器来实现;

误差检测模块403用于执行步骤202,可通过能够发射等吸收率波长光线的LED、光电二极管以及处理器来实现;以及

误差计算模块405用于执行步骤204,可通过处理器等来实现。

[0033] 如图5所示,是按照本发明一个实施例的三波长血氧饱和度检测装置500的示意性结构框图,主要包括:血氧检测模块501,误差检测模块503,误差计算模块505,以及血氧计算模块507;在其他实施例中,还可选地包括状态判断模块502。其中:

血氧检测模块501用于执行步骤300,可通过能够发射不同波长的双光源LED、光电二极管以及处理器来实现;

状态判断模块502用于执行步骤301,可通过加速度传感器、计时器和处理器来实现;

误差检测模块503用于执行步骤302,可通过能够发射等吸收率波长光的LED、光电二极

管以及处理器来实现；

误差计算模块505用于执行步骤304,可通过处理器等来实现；以及

血氧计算模块507用于执行步骤306,可通过处理器等来实现。

[0034] 按照本发明实施例的用于校正血氧饱和度计算的误差检测装置400或三波长血氧饱和度检测装置500可以通过硬件、软件、固件和/或其组合实现在各种可穿戴设备中,例如智能手环、手表等等,其中可以结合可穿戴设备中的处理器、存储器、加速度传感器等等来实现。如图6所示,按照本发明一个实施例的包含三波长血氧饱和度检测装置的可穿戴设备的示意性结构框图,其中包括三个LED光源,即红光LED、红外光LED和等吸收率LED,这三个LED紧密排布在一起,因此运动时引起的光程变化,折射角度等可以认为是一致的,换句话说干扰噪声也是一致的,即: $N_{red}=N_{ir}=N_{equal}$ 。光电二极管为光信号接收装置,LED发出的光信号通过人体透射或反射后进入光电二极管。加速度传感器用于判断设备(即被检测的用户)处于静止或运动状态,MCU处理器为核心处理器件,用于数据处理,算法计算,存储及传输等。通过该设备可以检测得到更准确的血氧饱和度。

[0035] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明,但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白,还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等,例如将上述实施例中的一个步骤或模块分为两个或更多个步骤或模块来实现,或者相反,将上述实施例中的两个或更多个步骤或模块的功能放在一个步骤或模块中来实现。但是,这些变换只要未背离本发明的精神,都应在本发明的保护范围之内。另外,本申请说明书和权利要求书所使用的一些术语,等等,并不是限制,仅仅是为了便于描述。此外,以上多处所述的“一个实施例”、“另一个实施例”等等,表示不同的实施例,当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

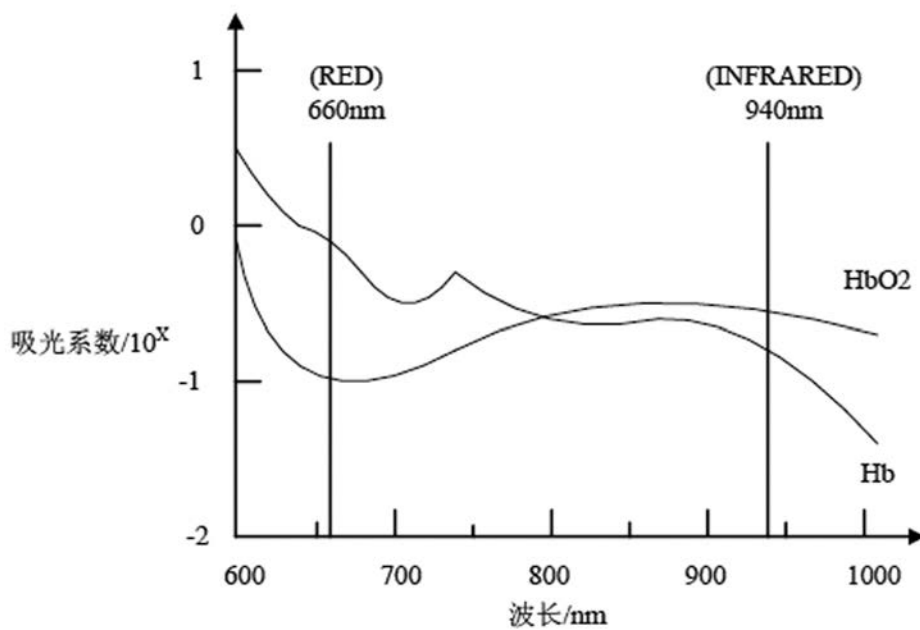


图1

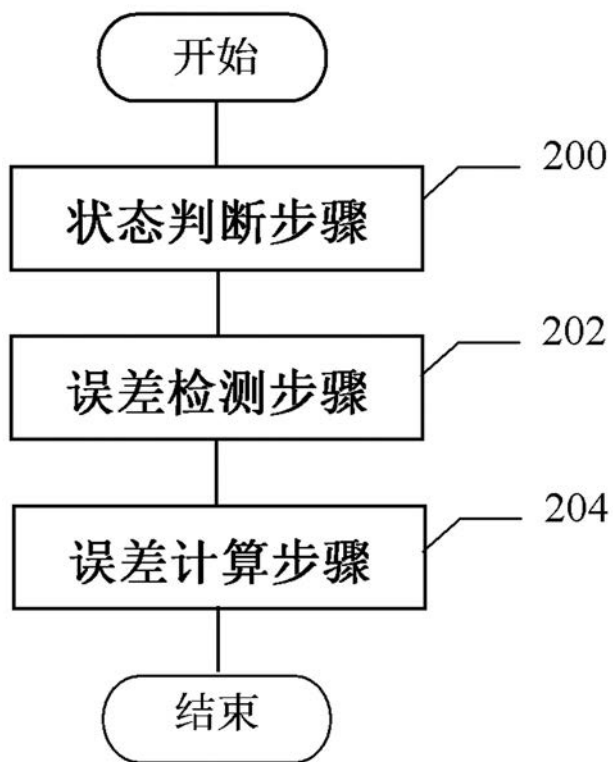


图2

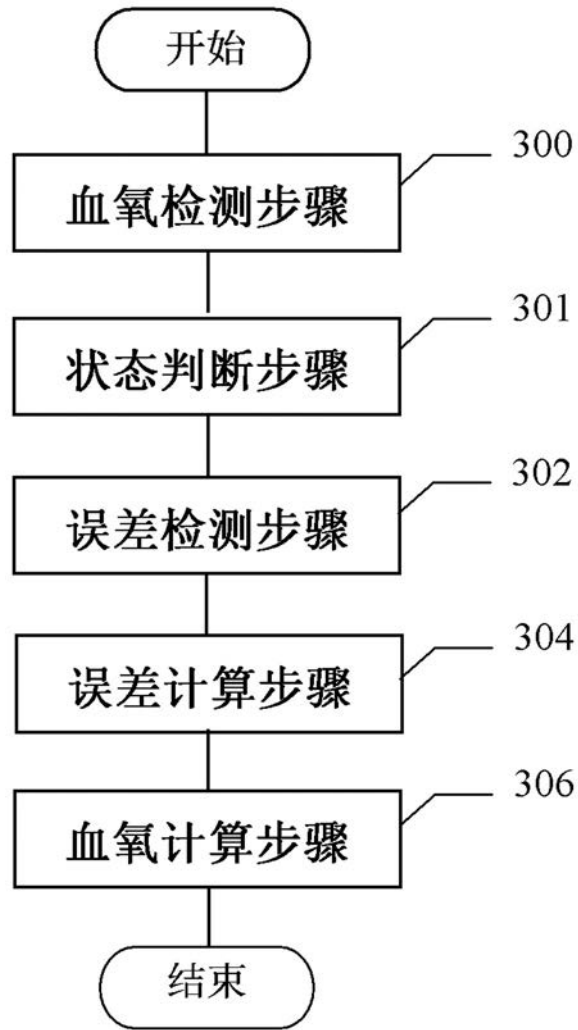


图3

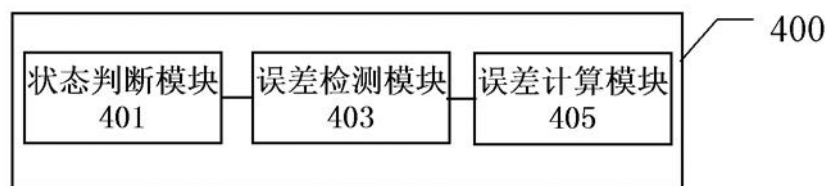


图4

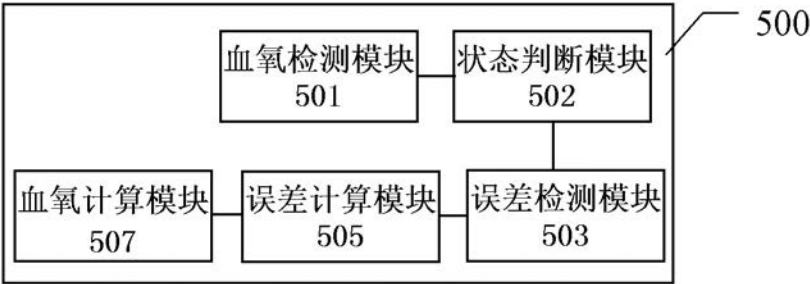


图5

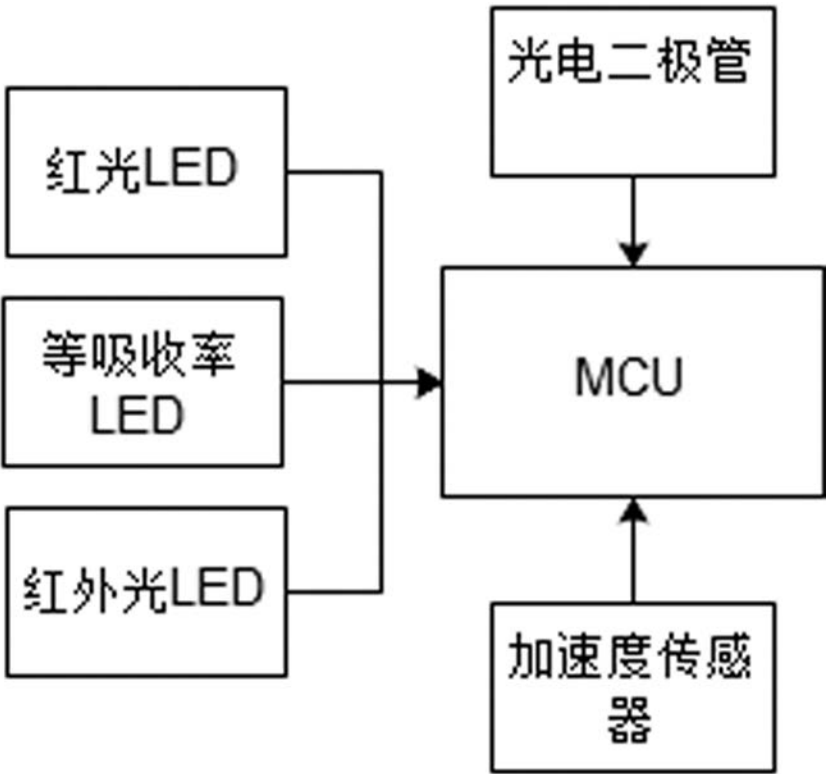


图6

专利名称(译)	一种三波长血氧饱和度检测方法以及可穿戴设备		
公开(公告)号	CN107714050A	公开(公告)日	2018-02-23
申请号	CN2017110958140.3	申请日	2017-10-13
[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	崔荣涛 杨震 孙昕		
发明人	崔荣涛 杨震 孙昕		
IPC分类号	A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/6802 A61B5/681 A61B2560/0223 A61B2562/0219		
代理人(译)	张亚宁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种三波长血氧饱和度检测方法以及可穿戴设备，所述方法包括：血氧检测步骤，误差检测步骤，误差计算步骤，以及血氧计算步骤。按照本发明实施例的三波长血氧饱和度检测方法以及包含该装置的可穿戴设备，能够消除活动引起的噪声导致的检测误差，可以得到更准确的血氧饱和度检测结果。

