



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106333657 B

(45)授权公告日 2017.12.08

(21)申请号 201610881246.3

(22)申请日 2016.10.09

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106333657 A

(43)申请公布日 2017.01.18

(73)专利权人 京东方科技集团股份有限公司

地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 袁佐

(74)专利代理机构 北京中博世达专利商标代理

有限公司 11274

代理人 申健

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件

CN 204797827 U,2015.11.25,

JP 2015081888 A,2015.04.27,

CN 104706336 A,2015.06.17,

审查员 谈泉

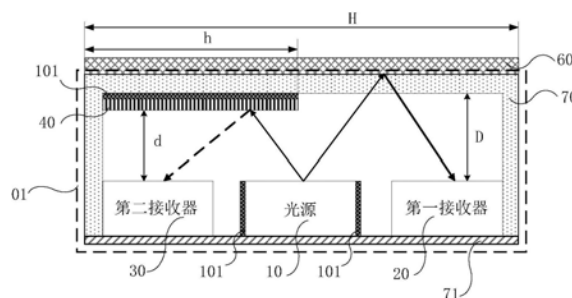
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)发明名称

一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪

(57)摘要

本发明提供了一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪,涉及光电转换技术领域,能够在采用光电传感器检测脉搏时,减小因运动干扰导致脉搏信号失真的几率。该光电传感器包括光源、第一接收器、第二接收器和位于光源的出光侧的人体皮肤模拟层,人体皮肤模拟层与第二接收器的光线接收侧的位置对应,第一接收器用于接收待测用户皮肤的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号,第二接收器用于接收人体皮肤模拟层的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号。光电传感器还包括与第一接收器和第二接收器相连接的处理器,用于接收第一电信号和第二电信号,并采用第二电信号对第一电信号进行负补偿后,输出脉搏信号。



1. 一种光电传感器,其特征在于,包括光源、第一接收器、第二接收器,以及位于所述光源的出光侧的人体皮肤模拟层;所述人体皮肤模拟层与所述第二接收器的光线接收侧的位置相对应;

所述第一接收器用于接收待测用户皮肤的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号,所述第二接收器用于接收所述人体皮肤模拟层的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号;

所述光电传感器还包括与所述第一接收器和第二接收器相连接的处理器,所述处理器用于接收所述第一电信号和所述第二电信号,并采用所述第二电信号对所述第一电信号进行负补偿后,输出脉搏信号。

2. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,所述处理器包括反相器和第一加法器;

所述反相器的反相输入端与所述第二接收器相连接,所述反相器的同相输入端接地,所述反相器的输出端与所述第一加法器的反相输入端相连接;

所述第一加法器的反相输入端还连接第二接收器,所述第一加法器的同相输入端接地,所述第一加法器的输出端用于输出所述脉搏信号。

3. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,所述处理器还包括与所述处理器相连接的校准器,用于对所述处理器输出的脉搏信号的基准位置进行校准。

4. 根据权利要求3所述的光电传感器,其特征在于,所述校准器包括用于提供校准电流的校准电流源以及第二加法器;

所述第二加法器的反相输入端连接所述校准电流源和所述处理器,所述第二加法器的同相输入端接地,所述第二加法器的输出端用于输出校准后的脉搏信号。

5. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,所述光源位于所述第一接收器和所述第二接收器之间。

6. 根据权利要求5所述的光电传感器,其特征在于,所述光源在靠近所述第一接收器和所述第二接收器的两侧分别设置有遮光层。

7. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,所述人体皮肤模拟层背离所述第二接收器的一侧设置有遮光层。

8. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,所述光源为LED光源。

9. 根据权利要求8所述的光电传感器,其特征在于,所述光源发出的光线为绿光、红光或红外光。

10. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,所述第一接收器和所述第二接收器为光敏元件。

11. 根据权利要求10所述的光电传感器,其特征在于,所述光敏元件为光敏二极管,所述光敏二极管的阴极连接所述处理器,所述光敏二极管的阳极接地。

12. 根据权利要求1所述的光电传感器,其特征在于,还包括透明封装盖板,用于对所述光源、所述第一接收器、所述第二接收器以及所述处理器进行封装;且所述人体皮肤模拟层贴附于所述透明封装盖板靠近所述第二接收器光线接收侧的表面。

13. 一种采用如权利要求1-12任一项所述的光电传感器对脉搏进行检测的方法,其特征在于,包括:

光源发出光线,所述光线照射至待测用户的皮肤和人体皮肤模拟层;

第一接收器接收待测用户皮肤的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号;

第二接收器接收所述人体皮肤模拟层的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号;

处理器接收所述第一电信号和所述第二电信号,并采用所述第二电信号对所述第一电信号进行负补偿后,输出脉搏信号。

14. 根据权利要求13所述的脉搏测试方法,其特征在于,在所述光电传感器还包括校准器的情况下,所述方法还包括:

所述校准器对所述处理器输出的脉搏信号的基准位置进行校准。

15. 一种脉搏检测仪,其特征在于,包括如权利要求1-12任一项所述的光电传感器。

一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪

技术领域

[0001] 本发明涉及光电转换技术领域,尤其涉及一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪。

背景技术

[0002] 人体心室周期性的收缩和舒张导致主动脉的收缩和舒张,使血流压力以波的形式从主动脉根部开始沿着整个动脉系统传播,这种波称为脉搏波。脉搏波所呈现出的形态、强度、速率和节律等方面的综合信息,很大程度上反映出人体心血管系统中许多生理病理的血流特征,因此脉搏波是人体重要的生理参数。

[0003] 现有技术存在多种脉搏波检测用的传感器,其中,光电传感器因为具有反应速度快、检测灵敏度高、结构简单和可靠性好等优点,在脉搏波测量系统中得到了广泛的应用。光电传感器利用光电信号来测量脉搏容积的变化,具体原理是:当血管内血容量发生变化时,组织对光的吸收程度相应发生变化,利用光电传感器可测出这种变化,反映出血液脉动的基本参数情况。由上述光电传感器测量的光电容积脉冲波(英文名称:PhotoPlethysmoGraph,英文简称:PPG),即如图1所示的脉搏信号,可以反映血液脉动的频率、幅度和脉搏波形状的改变。

[0004] 然而,在采用上述光电传感器测试脉搏的过程中,由于手臂的摆动会对光电传感器造成运动干扰,该运动干扰对脉搏波产生影响。如图2所示,光电传感器在t1时刻受到运动干扰,使得脉搏波的振幅异常增大;t2时刻运动干扰消失,脉搏波恢复正常;将图1与图2的波形进行比较,可以看出由于运动干扰,使得测试出的脉搏波形失真,进而降低了光电传感器检测脉搏信号的精度。因此,如何减少由运动干扰引起的脉搏信号检测失真几率,提高光电传感器的抗运动干扰能力,成为本领域的亟待解决的问题。

发明内容

[0005] 本发明的实施例提供一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪,能够在采用光电传感器检测脉搏时,减小因运动干扰导致脉搏信号失真的几率。

[0006] 为达到上述目的,本发明的实施例采用如下技术方案:

[0007] 本发明的第一方面提供了一种光电传感器,包括光源、第一接收器、第二接收器,以及位于光源的出光侧的人体皮肤模拟层;上述人体皮肤模拟层与第二接收器的光线接收侧的位置相对应。第一接收器用于接收待测用户皮肤的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号,第二接收器用于接收所述人体皮肤模拟层的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号。上述光电传感器还包括与所述第一接收器和第二接收器相连接的处理器,处理器用于接收上述第一电信号和上述第二电信号,并采用第二电信号对第一电信号进行负补偿后,输出脉搏信号。

[0008] 可选的,上述处理器包括反相器和第一加法器。反相器的反相输入端与上述第二接收器相连接,反相器的同相输入端接地,反相器的输出端与第一加法器的反相输入端相

连接。第一加法器的反相输入端还连接第二接收器,上述第一加法器的同相输入端接地,第一加法器的输出端用于输出所述脉搏信号。

[0009] 可选的,上述处理器还包括与处理器相连接的校准器,用于对处理器输出的脉搏信号的基准位置进行校准。

[0010] 可选的,上述校准器包括用于提供校准电流的校准电流源以及第二加法器。第二加法器的反相输入端连接校准电流源和处理器,所述第二加法器的同相输入端接地,所述第二加法器的输出端用于输出校准后的脉搏信号。

[0011] 可选的,所述光源位于所述第一接收器和所述第二接收器之间。

[0012] 进一步的,所述光源在靠近所述第一接收器和所述第二接收器的两侧分别设置有遮光层。

[0013] 可选的,人体皮肤模拟层背离所述第二接收器的一侧设置有遮光层。

[0014] 可选的,所述光源为LED光源。

[0015] 进一步的,所述光源发出的光线为绿光、红光或红外光。

[0016] 可选的,所述第一接收器和所述第二接收器为光敏元件。

[0017] 进一步的,所述光敏元件为光敏二极管,所述光敏二极管的阴极连接所述处理器,所述光敏二极管的阳极接地。

[0018] 可选的,还包括透明封装盖板,用于对所述光源、所述第一接收器、所述第二接收器以及所述处理器进行封装;且所述人体皮肤模拟层贴附于所述透明封装盖板靠近所述第二接收器光线接收侧的表面。

[0019] 本发明的另一方面提供了一种采用如上所述的任一种光电传感器对脉搏进行检测的方法,包括:光源发出光线,所述光线照射至待测用户的皮肤和人体皮肤模拟层;第一接收器接收待测用户皮肤的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号;第二接收器接收所述人体皮肤模拟层的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号;处理器接收所述第一电信号和所述第二电信号,并采用所述第二电信号对所述第一电信号进行负补偿后,输出脉搏信号。

[0020] 可选的,在所述光电传感器还包括校准器的情况下,所述方法还包括:校准器对所述处理器输出的脉搏信号的基准位置进行校准。

[0021] 本发明的又一方面提供了一种脉搏检测仪,其特征在于,包括如上所述的任一种光电传感器。

[0022] 本发明实施例提供一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪,该光电传感器包括光源、第一接收器、第二接收器、以及位于光源的出光侧的人体皮肤模拟层;人体皮肤模拟层与第二接收器的光线接收侧的位置相对应,以及与第一接收器和第二接收器相连接的处理器。具体的,第一接收器用于接收光源发出的反射至用户皮肤的光线生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号。第二接收器用于接收光源发出的反射至人体皮肤模拟层的光线生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号。上述处理器用于接收上述第一电信号和第二电信号,采用第二电信号对第一电信号进行负补偿后,输出脉搏信号。

[0023] 基于此,在使用上述光电传感器对用户进行脉搏测试时,在用户手臂发生摆动对光电传感器造成运动干扰的情况下,上述运动干扰会导致第一电信号和第二电信号中均存在运动干扰信号。在此情况下,上述处理器能够将第二电信号中的运动干扰信号通过负补

偿与第一电信号中的运动干扰信号进行抵消,这样一来就可以消除该光电传感器输出的脉搏信号中的运动干扰信号,减小脉搏波检测的失真几率,从而使得光电传感器检测脉搏波的精度提高。

附图说明

[0024] 为了更清楚地说明本发明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发明的一些实施例,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的附图。

[0025] 图1为现有技术中光电传感器未受到运动干扰时检测的脉搏波形图;

[0026] 图2为现有技术中光电传感器受到运动干扰时检测的脉搏波形图;

[0027] 图3a为本发明实施例提供的一种光电传感器的结构示意图;

[0028] 图3b为本发明实施例提供的另一种光电传感器的结构示意图;

[0029] 图4a为图3b所示的第一接收器受到运动干扰时输出的电信号的波形示意图;

[0030] 图4b为图3b所示的第二接收器受到运动干扰时输出的电信号的波形示意图;

[0031] 图4c为图4b所示的电信号相位反转180度的波形示意图;

[0032] 图4d为图3a所示的处理器输出的消除运动干扰的脉搏波示意图;

[0033] 图4e为图4d所示的脉搏波形调整至基准位置的波形示意图;

[0034] 图5为本发明实施例提供的脉搏波形与动脉血容量波形的对照示意图;

[0035] 图6为本发明实施例提供的又一种光电传感器的结构示意图;

[0036] 图7为本发明实施例提供的一种光电传感器检测脉搏信号的方法流程图。

[0037] 附图标记:

[0038] 01-光电传感器;10-光源;101-遮光层;20-第一接收器;30-第二接收器;40-人体皮肤模拟层;50-处理器;501-反相器;502-第一加法器;503-校准器;5031-第二加法器;60-待测用户皮肤;70-透明封装盖板;71-基板;80-校准电流源。

具体实施方式

[0039] 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。

[0040] 本发明实施例提供了一种如图3a所示的光电传感器01。该光电传感器01包括光源10、第一接收器20、第二接收器30,以及位于光源10的出光侧的人体皮肤模拟层40,人体皮肤模拟层40与第二接收器30的光线接收侧的位置相对应。

[0041] 需要说明的是,上述第二接收器30的光线接收侧为接收人体皮肤模拟层40反射光的一侧,即为图3a中该第二接收器30的上侧。同理第一接收器20的光线接收侧为接收待测用户皮肤60反射光的一侧,即图3a中该第一接收器20的上侧。

[0042] 其中,本文中,“上”和“下”等方位术语是相对于附图中的光电传感器01相对于待测用户皮肤60的示意放置的方位来定义的,应当理解到,这些方向性术语是相对的概念,它

们用于相对于的描述和澄清,其可以根据光电传感器01相对于待测用户皮肤60所放置的方位的变化而相应地发生变化。

[0043] 此外,人体皮肤模拟层40是一种电导率和相对介电常数非常接近真实皮肤的人造材料。其中,上述人体皮肤模拟层40的具体制备过程可以为,将明胶、去离子水、盐水、油脂等按特定比例均匀混合,并将混合后的液态物质放置7~10天进行凝固,然后将凝固后的凝胶物质切割成1~2mm的薄片,以形成上述人体皮肤模拟层40。此外,为了使得第二接收器30能够将人体皮肤模拟层40反射的光线全部接受,该人体皮肤模拟层40需要完全覆盖第二接收器30的光线接收侧。因此人体皮肤模拟层40的面积与第二接收器30的光线接收侧的面积成正比。因此,参考第二接收器30占据整个光电传感器01的尺寸大小,优选的,该人体皮肤模拟层40的面积可以为 $2\text{mm} \times 2\text{mm}$ 或者 $3\text{mm} \times 3\text{mm}$ 。

[0044] 在此基础上,由于人体各个部位,例如指尖、手臂、耳垂、额头等的相对介电常数和电导率不相同,可以改变上述液态物质中各个成分的配比,以模拟出上述不同人体部位的组织。本发明对构成人体皮肤模拟层40中各个成分的配比不做限定。

[0045] 基于此,上述光电传感器01的工作过程可以为:该第一接收器20接收待测用户皮肤60的反射光(如图3a中的粗实线箭头所示)生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号 I_1 。

[0046] 此外,上述第二接收器30接收上述人体皮肤模拟层40的反射光(如图3a中的粗虚线箭头所示)生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号 I_2 。

[0047] 在此情况下,该光电传感器01还包括与上述第一接收器20和第二接收器30相连接的处理器50,如图3a所示,该处理器50接收第一电信号 I_1 和第二电信号 I_2 ,并通过上述第二电信号 I_2 对上述第一电信号 I_1 进行负补偿,然后将补偿后的信号作为脉搏信号,即上述PPG信号输出。

[0048] 由上述描述可知,本发明中的光电传感器01是将光源10发出的光线入射至待测用户皮肤60、人体皮肤模拟层40后,分别反射回第一接收器20和第二接收器30,经光电转换后生成第一电信号 I_1 和第二电信号 I_2 。因此优选的,本发明的光电传感器为反射式光电传感器。

[0049] 基于此,当使用上述光电传感器01对用户进行脉搏测试时,在用户手臂发生摆动对光电传感器01造成运动干扰的情况下,上述运动干扰会导致第一电信号 I_1 中存在运动干扰信号,例如图4a中,第一电信号 I_1 在 t_1 时刻受到上述运动干扰,使得脉搏波的振幅异常增大,从而在该 t_1 时刻存在一运动干扰信号, t_2 时刻运动干扰消失,脉搏波恢复正常。

[0050] 需要说明的是,上述第一电信号 I_1 由待测用户皮肤60的反射光经第一接收器20的光电转化后产生,由于待测用户皮肤60的反射光受到该待测用户皮肤60内部骨骼、组织液以及血液流量中血红蛋白含量的影响。特别是在人体脉搏波动的过程中,血液流量中血红蛋白含量随着波动而发生变化,而骨骼、组织液的参数不会随着脉搏的波动而发生变化。因此上述第一电信号 I_1 由骨骼、组织液引起的直流分量以及变化的血红蛋白含量引起的交流分量构成。

[0051] 此外,上述运动干扰同样会导致第二电信号 I_2 存在运动干扰信号,例如图4b中,第二电信号 I_2 也会同一时刻,例如上述 t_1 时刻受到运动干扰,使得脉搏波的振幅异常增大,从而在该 t_1 时刻存在一运动干扰信号, t_2 时刻运动干扰消失,脉搏波恢复正常。

[0052] 需要说明的是,上述第二电信号 I_2 由人体皮肤模拟层40的反射光经第二接收器30的光电转化后产生,由于人体皮肤模拟层40的反射光受到该人体皮肤模拟层40内部物质成分的影响,该物质成分、比例确定,因此该人体皮肤模拟层40的对光的反射和吸收基本恒定,不会随着脉搏的波动而发生变化。基于此,上述第二电信号 I_2 由人体皮肤模拟层40的物质成分引起的直流分量构成。

[0053] 综上所述,上述处理器50能够将第二电信号 I_2 如图4c所示进行反相处理,然后将反相后的第二电信号 I_2 与第一电信号 I_1 进行叠加,从而实现通过负补偿将第二电信号 I_2 中的运动干扰信号对第一电信号中 I_1 的运动干扰信号进行抵消,这样一来,如图4d所示就可以消除该光电传感器01输出的脉搏波(PPG)中的运动干扰信号,减小脉搏波检测的失真几率,从而使得光电传感器检测脉搏波的精度提高。

[0054] 在此基础上,上述光源10为LED光源。为了使上述第一接收器20和第二接收器30接收到的光信号尽可能的相等,优选的,如图3b所示,上述光源10可以位于第一接收器20和第二接收器30之间。这样一来,由于光源10两侧出射的光线强度相当,因此当第一接收器20和第二接收器30分别位于光源10两侧时,能够减小第一接收器20和第二接收器30接收到的反射光线强度(即上述光信号)的差异。在此基础上,为了进一步减小上述两个接收器接收光信号的差异,优选的位于光源10两侧的第一接收器20和第二接收器30,分别距光源10的距离相等。

[0055] 此外,为了防止光源10发出的光线直接射到第一接收器20和第二接收器30上,从而对第一接收器20和第二接收器30接收到的反射光造成干扰,降低第一接收器20和第二接收器30光电转化的精度。优选的,如图3b所示,在光源10靠近上述第一接收器20和第二接收器30的两侧分别设置有遮光层101。其中,该遮光层101可以为采用黑色树脂材料构成的薄膜层;或者为黑色涂层;又或者还可以为透光率极低的挡板。

[0056] 进一步的,光电传感器01如图3b所示还包括透明封装盖板70,从而可以将光源10、第一接收器20、第二接收器30以及处理器(图3b未示出)封装于该透明封装盖板70内,避免外界环境对上述各个部件造成影响。在此情况下,上述人体皮肤模拟层40可以贴附于透明封装盖板70靠近第二接收器30光线接受侧的表面。此时,光源10发出的光线可以穿过该透明封装盖板70未设置上述人体皮肤模拟层40的部分,照射至待测用户皮肤60上。

[0057] 在此基础上,为了防止光源10发出的光线(如图3b所示的细实线)通过人体皮肤模拟层40后射到待测用户皮肤60并反射回第二接收器30而对第二接收器30接收到的反射光线造成干扰,可以在人体模拟皮肤层40靠近透明封装盖板70的一侧设置遮光层101。

[0058] 基于此,光电传感器01的安装过程为:首先,在基板71上安装光源10、第一接收器20、第二接收器30以及上述处理器,在透明封装盖板70内侧,对应第二接收器30的位置涂覆遮光层101,然后在遮光层101的表面设置人体模拟皮肤层40,并将透明封装盖板70覆盖在设置上述基板71上。

[0059] 此外,如图3b所示,光源10发出的光线需要经透明封装盖板70出射至待测用户皮肤60,并将待测用户皮肤60反射的光线入射至第一接收器20,因此透明封装盖板70未设置人体模拟皮肤层40的一侧需要与光源10、第一接收器20之间具有一定的间距 D ,从而为光源10发出的光线以及第一接收器20接收的光线提供传播空间。同理,人体皮肤模拟层40与光源10和第二接收器30之间具有一定的间距 d ,从而为光源10发出的光线以及第二接收器30

接收的光线提供传播空间。

[0060] 进一步的,为了提高运动干扰消除的精度,两个干扰波形应当相近或近似相同。在此情况下,待测用户皮肤60和人体模拟皮肤层40接收到的光源发射的光线的亮度相同或近似相同。所以如图3b所示,人体模拟皮肤层40的宽度设置为光电传感器01宽度的一半。如图3b所示, $h=1/2H$,其中, h 为遮光层101的宽度, H 为光电传感器01的宽度。

[0061] 综上所述,处理器50能够将第二接收器30采集的第二电信号 I_2 对第一接收器20采集的第一电信号 I_1 进行负补偿,减少上述光电传感器01在运动状态下对PPG信号的检测失真几率,以输出更精确的脉搏波波形。以下对处理器50的具体结构进行详细的说明。

[0062] 如图6所示,上述处理器50包括反相器501。其中,反相器501的反相输入端与上述第二接收器30相连接,反相器501的同相输入端接地,反相器501的输出端与第一加法器502的反相输入端相连接。需要说明的是,上述反相器501还包括限流电阻 R_1 。

[0063] 这样一来,当处理器50为了通过负补偿将第二电信号 I_2 中的运动干扰信号对第一电信号中 I_1 的运动干扰信号进行抵消时,可以先通过反相器501将第二电信号 I_2 如图4c所示进行反相处理。具体的,上述将第二电信号 I_2 输入至反相器501的反相输入端,经反相器501的反相作用后,由该反相器501的输出端输出如图4c所示的相位反转180度的第二电信号 I_2' 。

[0064] 接下来,处理器50将反相后的第二电信号 I_2' 与第一电信号 I_1 进行叠加。在此情况下,如图6所示,处理器50还包括第一加法器502。第一加法器502的反相输入端还连接第二接收器30,第一加法器502的同相输入端接地,第一加法器502的输出端用于输出脉搏信号。需要说明的是,第一加法器502还包括限流电阻 R_2 。

[0065] 这样一来,将上述第一电信号 I_1 和相位反转180度的第二电信号 I_2' 输入至第一加法器502进行叠加,其中,第一电信号 I_1 中的运动干扰信号与第二电信号 I_2 中的运动干扰信号相抵消,实现了第二电信号 I_2 对第一电信号 I_1 进行负补偿,输出如图4d所示的消除运动干扰的脉搏波。

[0066] 综上所述,通过反相器501的反相作用和第一加法器502的叠加作用,能够使得处理器50实现通过负补偿将第二电信号 I_2 中的运动干扰信号对第一电信号中 I_1 的运动干扰信号进行抵消。

[0067] 由上述描述可知,光电传感器01中第一接收器20采集的如图4a所示的第一电信号 I_1 包括骨骼、组织液引起的直流分量,以及血液中血红蛋白含量变化引起的交流分量和运动干扰信号。其中,骨骼、组织液引起的直流分量会影响第一电信号 I_1 波形的水平位置,例如如图4a中第一电信号 I_1 波形的水平位置为 $f(t)=+2$ 。

[0068] 此外,第二接收器30采集的如图4b所示的第二电信号 I_2 中包括人体皮肤模拟层40内部物质成分引起的直流分量和运动干扰信号。其中,人体皮肤模拟层40内部物质成分可以模拟人体真实皮肤中的组织液,所以人体皮肤模拟层40内部物质成分引起的直流分量也会影响第二电信号 I_2 波形的水平位置,例如如图4b中第二电信号 I_2 波形的水平位置为 $f(t)=+1$ 。

[0069] 在此情况下,经上述处理器50中反相器501的反相作用,得到如图4c所示的相位反转180度的脉搏波 I_2' ,相应的,其水平位置为 $f(t)=-1$ 。接下来,将上述相位反转180度的脉搏波 I_2' 与第一电信号 I_1 经第一加法器502叠加,其中,第一电信号 I_1 中组织液引起的直流分

量与第二电信号 I_2 人体皮肤模拟层40内部物质成分引起的直流分量相互抵消,第一电信号 I_1 中的运动干扰信号与第二电信号 I_2 中的运动干扰信号相互抵消。由于人体皮肤模拟层40无法模拟人体骨骼,因此第一电信号 I_1 中的骨骼引起的直流分量无法消除,上述骨骼引起的直流分量仍然会使得第一电信号 I_1 波形的水平位置如图4d所示,为 $f(t) = +1$ 。

[0070] 这样一来,由于多个用户的骨骼成分并不相同,因此当多个用户采用同一个光电传感器检测脉搏时,会导致各自的脉搏波形的水平位置出现差异,从而不利于数据统计或病理分析。

[0071] 为了解决上述问题,如图6所示,处理器50还包括与处理器50相连接的校准器503,用于将处理器50输出的脉搏信号调整至基准位置,即上述脉搏波的水平位置进行校准,以使得对多个用户测试得到的脉搏波的处于同一水平位置,即均与时间轴所在的基准位置相同。

[0072] 具体的,校准器503包括用于提供校准电流的校准电流源80以及第二加法器5031。第二加法器5031的反相输入端连接校准电流源80和处理器50,第二加法器5031的同相输入端接地,第二加法器5031的输出端用于输出校准后的脉搏信号。上述第二加法器5031还包括限流电阻R3。

[0073] 需要说明的是,本领域技术人员可以根据需要,对校准电流源80输出电流的电流值的大小进行设定,本发明对此不做限定,只要能够保证校准电流源80输出电流经过第二加法器5031的叠加作用后,能够使得该光电传感器01输出的脉搏波形均位于同一基准位置处即可。例如,以 $f(t) = 0$ 为基准位置,如图4d所示的脉搏波的水平位置为 $f(t) = +1$,偏离基准位置一个单位。设定的校准电流源80输出的电流经过5031的叠加作用后,能够得到如图4e所示的水平位置为 $f(t) = 0$ 的脉搏波,即调整至基准位置。

[0074] 这样一来,通过上述校准电流源80与第二加法器5031,将处理器50输出的偏离基准位置的脉搏信号调整至基准位置,实现了对因人体模拟皮肤层无法模拟骨骼带来的直流分量的直流补偿,得到了位于基准位置处的脉搏信号。

[0075] 需要说明的是,待测用户皮肤60当接收到光源10发出的光线时,人体血液会将上述光线吸收一部分,并将未吸收的部分反射。在此情况下,当人体的心脏收缩时,皮肤血管中的血容量大,如图5所示动脉血容量波形 I_3 处于波峰处。此时,血液吸收的光线多,使得待测用户皮肤60反射至第一接收器20的光线少,从而经过光电转化后得到的第一电信号 I_1 较小,如图5所示,脉搏波(PPG)处于波谷处。反之,当心脏舒张时,动脉血容量波形 I_3 处于波谷处,而脉搏波(PPG)处于波峰处。

[0076] 综上所述,当血液对光源10发出的光线容易吸收时,脉搏波(PPG)的波谷和波峰差异较大,从而使得脉搏波的波动幅度增大,利于数据检测。因此,优选的光源10发出的光线可以为绿光、红光或红外光光线。在此基础上,由于绿光的吸收效果更佳,因此光源10发出的光线进一步优选为绿光。

[0077] 在此情况下,本发明通过第一接收器20和第二接收器30采集信号,经过光电转化后输出第一电信号 I_1 和第二电信号 I_2 。可选的,上述第一接收器20和第二接收器30为光敏元件。该光敏元件可以为光敏二极管、光敏三极管、光敏电阻、硅光电池等。

[0078] 优选的,上述光敏元件为光敏二极管。光敏二极管的管芯是一个具有光敏特征的PN结,具有单向导电性,因此工作时需加上反向电压。因此,如图6所示,光敏二极管的阴极

连接处理器50,光敏二极管的阳极接地。

[0079] 本发明实施例提供了一种采用如上所述的任一种光电传感器对脉搏进行检测的方法,如图7所示,包括:

[0080] S101、如图3b所示的光源10发出光线,光线照射至待测用户的皮肤60和人体皮肤模拟层40。

[0081] 具体的,如图3b所示,光源10发出的光线一部分沿细实线透过透明盖板70出射至待测用户皮肤60,然后沿粗实线反射至第一接收器20。另一部分光线沿细实线入射至人体皮肤模拟层40,后沿粗虚线反射至第二接收器30。

[0082] S102、第一接收器20接收待测用户皮肤60的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第一电信号 I_1 。

[0083] 具体的,在用户手臂发生摆动对光电传感器01造成运动干扰的情况下,上述运动干扰会导致第一电信号 I_1 中存在运动干扰信号,例如图4a中,第一电信号 I_1 在 t_1 时刻受到上述运动干扰,使得脉搏波的振幅异常增大,从而在该 t_1 时刻存在一运动干扰信号, t_2 时刻运动干扰消失,脉搏波恢复正常。

[0084] 需要说明的是,第一电信号 I_1 由待测用户皮肤60的反射光经第一接收器20的光电转化后产生,由于待测用户皮肤60的反射光受到该待测用户皮肤60内部骨骼、组织液以及血液流量中血红蛋白含量的影响。特别是在人体脉搏波动的过程中,血液流量中血红蛋白含量随着波动而发生变化,而骨骼、组织液的参数不会随着脉搏的波动而发生变化。因此上述第一电信号 I_1 由骨骼、组织液引起的直流分量以及变化的血红蛋白含量引起的交流分量构成。

[0085] S103、第二接收器30接收人体皮肤模拟层40的反射光生成的光信号,并在光电转化后输出第二电信号 I_2 。

[0086] 具体的,上述运动干扰同样会导致第二电信号 I_2 存在运动干扰信号,例如图4b中,第二电信号 I_2 也会同一时刻,例如上述 t_1 时刻受到运动干扰,使得脉搏波的振幅异常增大,从而在该 t_1 时刻存在一运动干扰信号, t_2 时刻运动干扰消失,脉搏波恢复正常。

[0087] 需要说明的是,上述第二电信号 I_2 由人体皮肤模拟层40的反射光经第二接收器30的光电转化后产生,由于人体皮肤模拟层40的反射光受到该人体皮肤模拟层40内部物质成分的影响,该物质成分、比例确定,因此该人体皮肤模拟层40的对光的反射和吸收基本恒定,不会随着脉搏的波动而发生变化。基于此,上述第二电信号 I_2 由人体皮肤模拟层40的物质成分引起的直流分量构成。

[0088] 需要说明的是,本发明对S102与S103先后顺序不做限定,例如,先执行S102再执行S103,,或者先执行S103再执行S102,或者上述步骤S102还可以与步骤S103同时进行。

[0089] S104、处理器50接收上述第一电信号 I_1 和第二电信号 I_2 ,并采用第二电信号 I_2 对第一电信号 I_1 进行负补偿后,输出脉搏信号。

[0090] 具体的,处理器50能够将第二电信号 I_2 如图4c所示进行反相处理,然后将反相后的第二电信号 I_2 与第一电信号 I_1 进行叠加,从而实现通过负补偿将第二电信号 I_2 中的运动干扰信号对第一电信号中 I_1 的运动干扰信号进行抵消,这样一来,如图4d所示就可以消除该光电传感器01输出的脉搏信号(PPG)中的运动干扰信号,减小脉搏信号检测的失真几率,从而使得光电传感器检测脉搏信号的精度提高。

[0091] 由上述描述可知,由于人体皮肤模拟层40无法模拟人体骨骼,因此第一电信号 I_1 中的骨骼引起的直流分量无法消除,上述骨骼引起的直流分量仍然会使得第一电信号 I_1 波形的水平位置如图4d所示,为 $f(t) = +1$ 。这样一来,由于多个用户的骨骼成分并不相同,因此当多个用户采用同一个光电传感器检测脉搏时,会导致各自的脉搏波形的水平位置出现差异,从而不利于数据统计或病理分析。

[0092] 为了解决上述问题,上述光电传感器01对脉搏进行检测的方法还包括:如图6所示的校准器503对处理器50输出的偏离基准位置的脉搏信号进行校准。

[0093] 例如当校准器503包括校准电流源80和第二加法器5031时,校准电流源80输出校准电流,将上述校准电流与偏离基准位置的脉搏信号通过第二加法器5031进行叠加,使得光电传感器输出的脉搏波形调整至基准位置处。

[0094] 这样一来,通过上述校准电流源80与第二加法器5031,将处理器50输出的偏离基准位置的脉搏信号调整至基准位置,实现了对因人体模拟皮肤层无法模拟骨骼带来的直流分量的直流补偿,得到了位于基准位置处的脉搏信号。

[0095] 本发明实施例提供了一种脉搏检测仪,包括如上所述的任意一种种光电传感器,具有与前述实施例提供的光电传感器相同的结构和有益效果,由于前述实施例已经对该光电传感器的结构和有益效果进行了详细的描述,此处不再赘述。

[0096] 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以所述权利要求的保护范围为准。

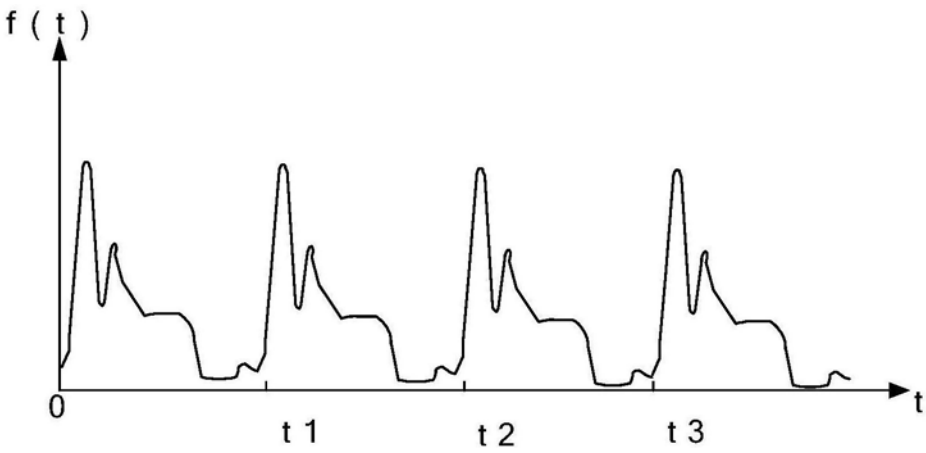


图1

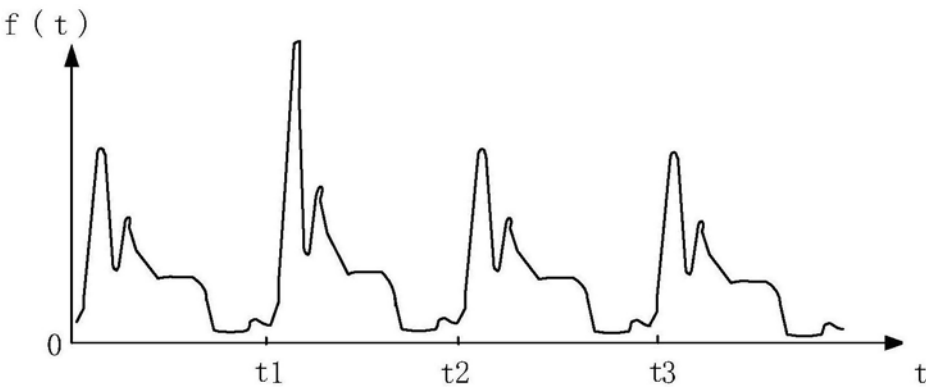


图2

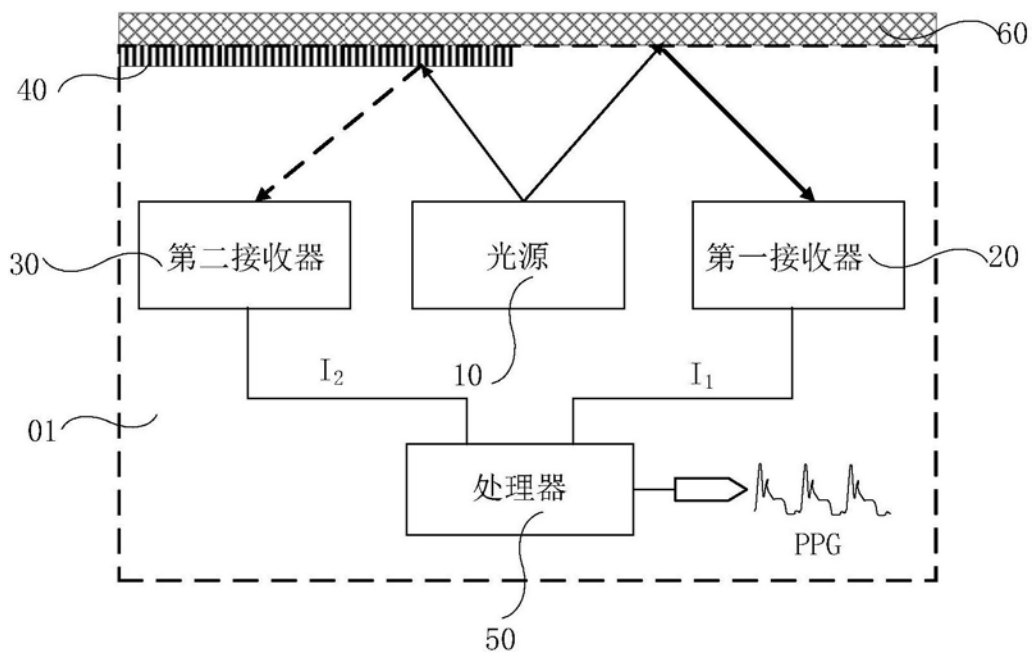


图3a

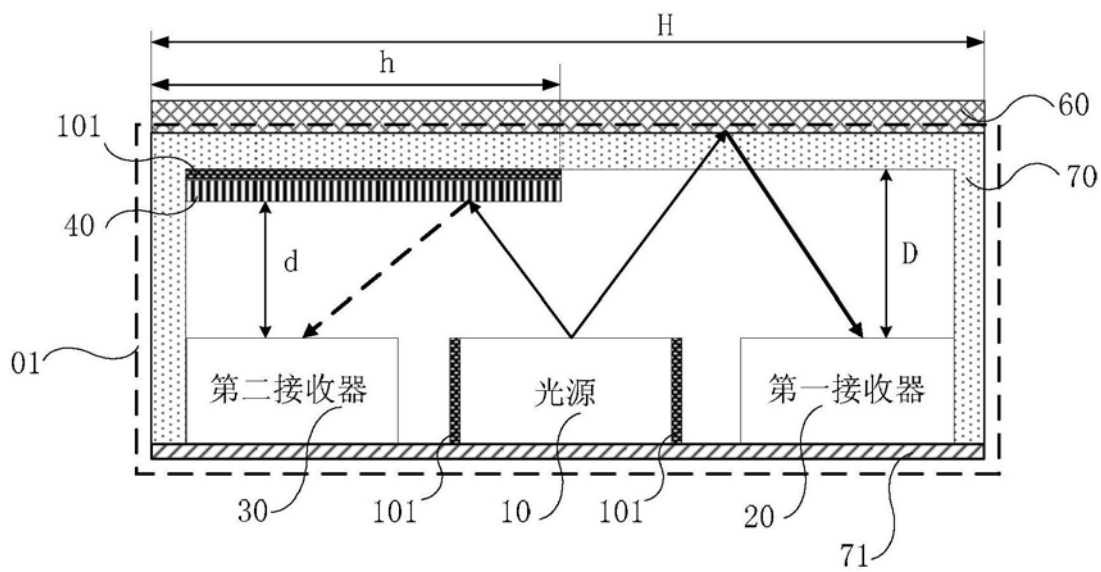


图3b

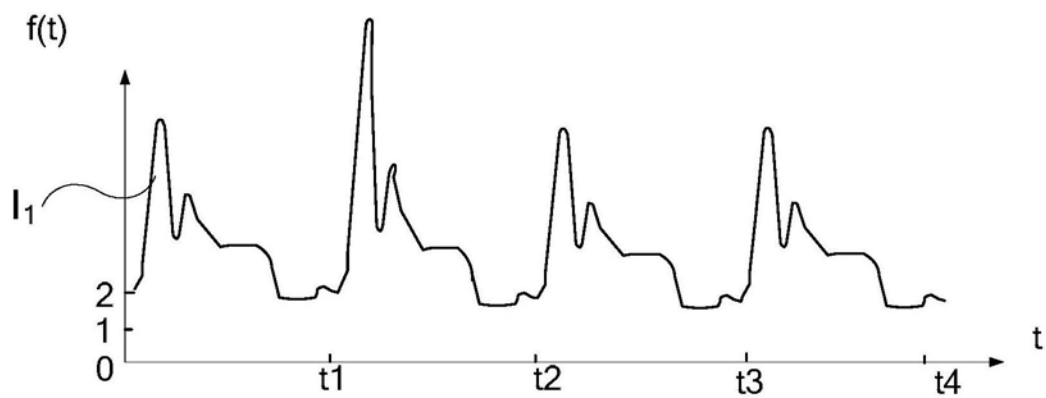


图4a

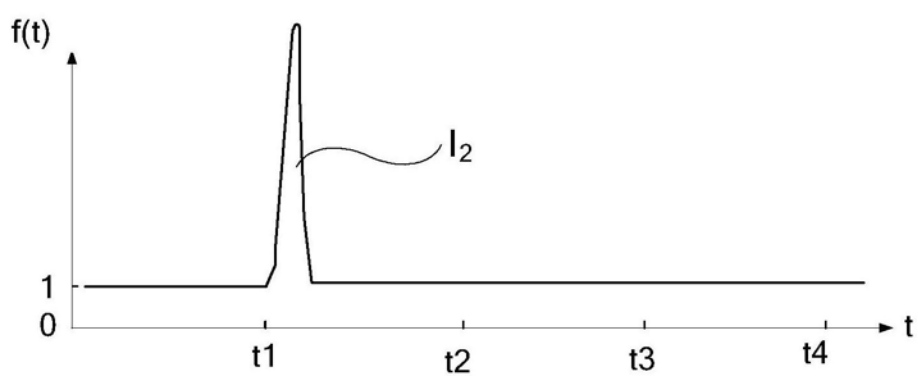


图4b

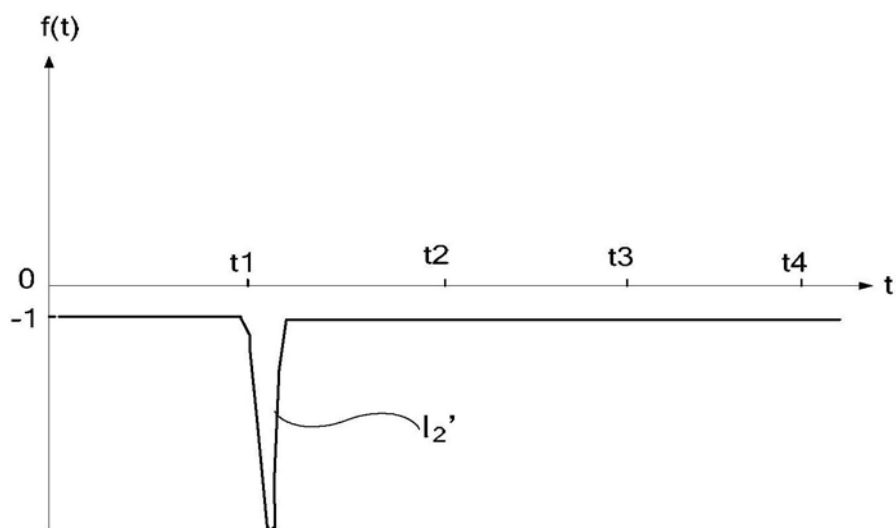


图4c

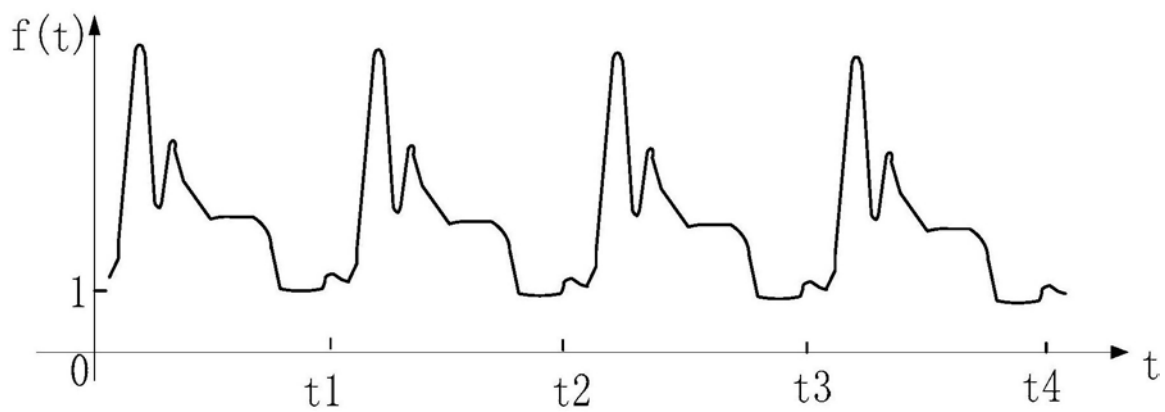


图4d

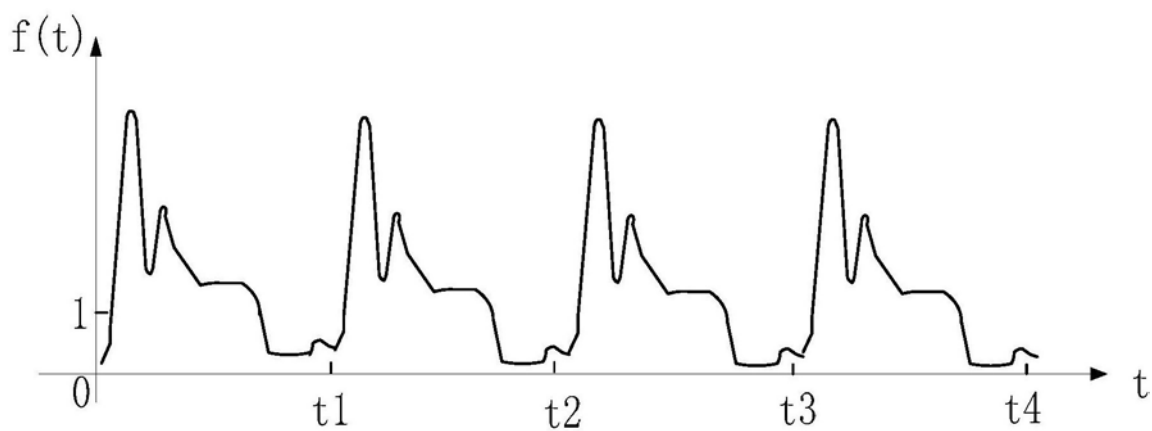


图4e

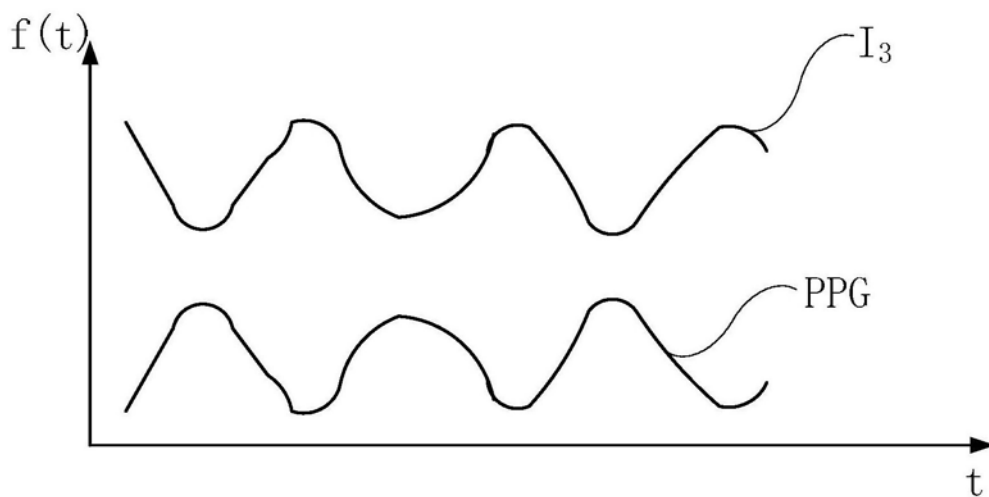


图5

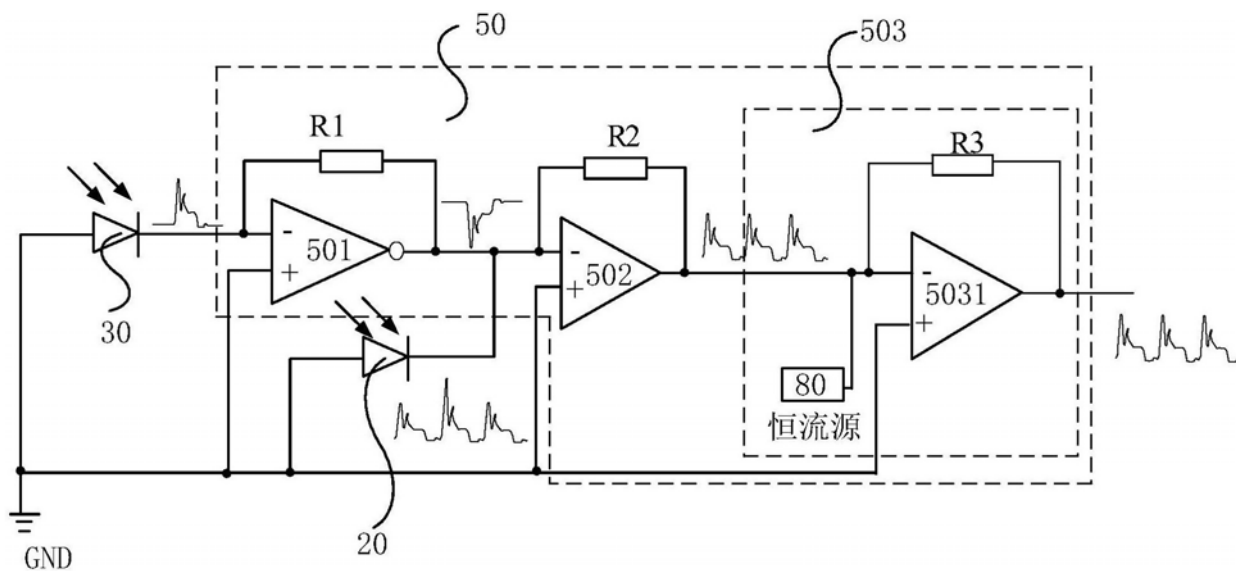


图6

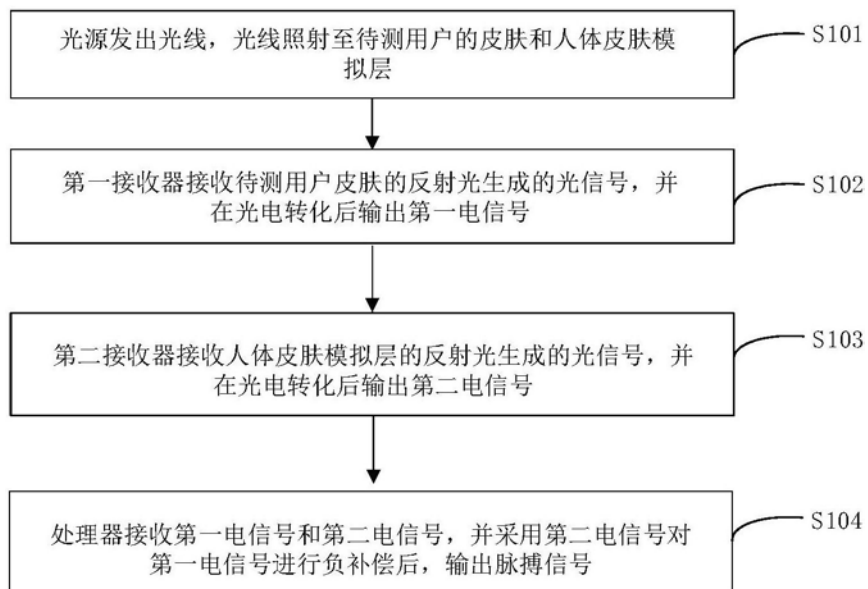


图7

专利名称(译)	一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪		
公开(公告)号	CN106333657B	公开(公告)日	2017-12-08
申请号	CN201610881246.3	申请日	2016-10-09
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	袁佐		
发明人	袁佐		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02427 A61B5/1495 A61B5/7214 A61B2560/0223 A61B2560/0233 A61B2560/0238 A61B2562/0238		
代理人(译)	申健		
其他公开文献	CN106333657A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种光电传感器及其控制方法、脉搏检测仪，涉及光电转换技术领域，能够在采用光电传感器检测脉搏时，减小因运动干扰导致脉搏信号失真的几率。该光电传感器包括光源、第一接收器、第二接收器和位于光源的出光侧的人体皮肤模拟层，人体皮肤模拟层与第二接收器的光线接收侧的位置对应，第一接收器用于接收待测用户皮肤的反射光生成的光信号，并在光电转化后输出第一电信号，第二接收器用于接收人体皮肤模拟层的反射光生成的光信号，并在光电转化后输出第二电信号。光电传感器还包括与第一接收器和第二接收器相连接的处理器，用于接收第一电信号和第二电信号，并采用第二电信号对第一电信号进行负补偿后，输出脉搏信号。

