



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105491943 B

(45)授权公告日 2018.11.13

(21)申请号 201580001728.9

(22)申请日 2015.06.19

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105491943 A

(43)申请公布日 2016.04.13

(30)优先权数据  
14174974.7 2014.06.30 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.02.29

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/EP2015/063858 2015.06.19

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02016/000986 EN 2016.01.07

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司  
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 O.T.J.A.维穆伦 K.吉恩

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 李舒 景军平

(51)Int.Cl.  
A61B 5/024(2006.01)  
A61B 5/02(2006.01)  
A61B 5/00(2006.01)

(56)对比文件  
CN 103006238 A,2013.04.03,  
US 7740591 B1,2010.06.22,  
US 2010324384 A1,2010.12.23,  
US 2010324384 A1,2010.12.23,  
US 6381479 B1,2002.04.30,  
US 5853372 A,1998.12.29,  
WO 2005009221 A2,2005.02.03,

审查员 赵实

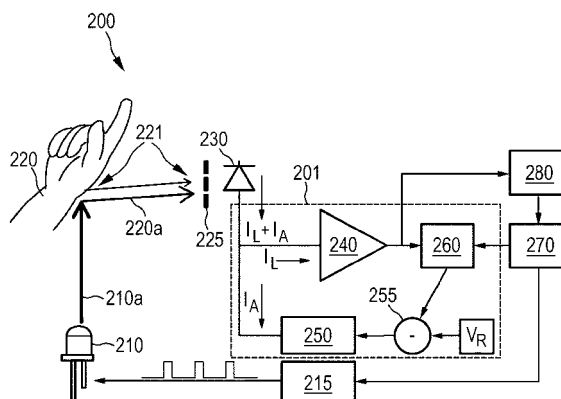
权利要求书2页 说明书8页 附图2页

(54)发明名称

光电容积脉搏波传感器装置和方法

(57)摘要

本发明涉及光电容积脉搏波传感器装置(200,300)、光电容积脉搏波传感器方法(400)以及光电容积脉搏波传感器计算机程序产品。提出在没有环境光干扰的情况下测量光电容积脉搏波信号。通过在互阻抗放大器(240,340)的输入处的补偿电流的减去来抵制环境光信号。经由闭合回路来控制补偿电流,而不干扰光电容积脉搏波LED(210,310)的低占空比操作。



1. 一种光电容积脉搏波传感器装置(200,300),包括
  - 配置成生成第一光信号(210a,310a)的光源单元(210,310);
  - 配置成观测第二光信号(220a,320a)的光电检测器单元(230,330),其中所述第二光信号(220a,320a)指示所述第一光信号(210a,310a)在目标(220,320)中的吸收,其中所述光电检测器单元(230,330)还配置成响应于观测到所述第二光信号(220a,320a)而输出光电检测器输出信号;以及
    - 环境光补偿反馈回路(201,301),其包括配置成接收光电检测器输出信号的追踪和保持单元(260,360);其中所述光电容积脉搏波传感器装置(200,300)配置成比较所述追踪和保持单元(260,360)的输出信号与参考信号( $V_R$ ),并且其中所述环境光补偿反馈回路(201,301)包括配置成基于所述比较而向追踪和保持单元(260,360)提供补偿电流的第一放大单元(250,350)。
2. 权利要求1所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),还包括用于将补偿电流和光电检测器输出信号之和放大并且用于将经放大的信号递送至追踪和保持单元(260)的输入的第二放大单元(240,340)。
3. 权利要求2所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),其中所述第二放大单元(240,340)包括互阻抗放大器。
4. 权利要求1所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),其中所述第一放大单元(250,350)包括跨导放大器,其中所述跨导放大器(250,350)包括电阻器和/或压控电流源。
5. 权利要求2所述的光电容积脉搏波传感器装置(200),其中所述光电容积脉搏波传感器装置(200)包括配置成从所述第二放大单元(240)接收输出信号的模拟到数字转换器(280)。
6. 权利要求1所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),其中所述光电容积脉搏波传感器装置(200,300)还包括配置成控制所述光源单元(210,310)的光源驱动器单元(215,315)。
7. 权利要求1所述的光电容积脉搏波传感器装置(300),其中所述光电容积脉搏波传感器装置(300)还包括同步检测器(390)。
8. 权利要求7所述的光电容积脉搏波传感器装置(300),其中所述光电容积脉搏波传感器装置(300)还包括配置成控制所述光源单元(310)的光源驱动器单元(315)并且其中所述同步检测器(390)配置成与所述光源驱动器单元(315)同步地操作。
9. 权利要求7所述的光电容积脉搏波传感器装置(300),其中所述光电容积脉搏波传感器装置(300)包括配置成从所述同步检测器(390)接收输出信号的模拟到数字转换器(380)。
10. 权利要求7所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),其中所述同步检测器(390)包括后面是低通滤波器的同步整流器。
11. 权利要求10所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),其中所述同步整流器使信号与+1或-1相乘。
12. 权利要求1所述的光电容积脉搏波传感器装置(200,300),其中所述光电容积脉搏波传感器装置(200,300)还包括配置成调节所述参考信号( $V_R$ )的微控制器(270,370)。

13. 一种光电容积脉搏波传感器方法(400),包括以下步骤:

- 通过光源单元生成(410)第一光信号(210a,310a);
- 通过光电检测器单元观测(420)第二光信号(220a,320a),其中所述第二光信号(220a,320a)指示所述第一光信号(210a,310a)在目标(220,320)中的吸收;
- 通过包括追踪和保持单元(260,360)和放大单元(250,350)的环境光补偿反馈回路(201,301)响应于观测到所述第二光信号(220a,320a)而接收(430)光电检测器输出信号;
- 将追踪和保持单元(260,360)的输出信号与参考信号( $V_R$ )比较(440),其中所述追踪和保持单元(260,360)的所述输出信号是基于所述光电检测器输出信号;以及
- 通过放大单元(250,350)基于所述比较而向追踪和保持单元(260,360)提供(450)补偿电流。

14. 一种存储计算机程序代码构件的计算机可读存储介质,所述计算机程序代码构件用于当计算机程序代码构件在控制光电容积脉搏波传感器装置(200,300)的计算机上运行时使如权利要求1中限定的光电容积脉搏波传感器装置(200,300)实施如权利要求13中限定的光电容积脉搏波传感器方法(400)的步骤。

## 光电容积脉搏波传感器装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及光电容积脉搏波传感器装置、光电容积脉搏波传感器方法以及光电容积脉搏波传感器计算机程序。

### 背景技术

[0002] 光电容积脉搏波 (PPG) 是指通过光学构件获得体积器官测量。常常采用脉搏血氧计,其检测人类皮肤的光吸收性质的改变。典型地,透射或反射血液 PPG 传感器通过特定波长处的吸收测量来监视血液向皮肤的真皮和皮下组织的灌注。除了源自血液的光之外,检测到的光有远远更大一部分源自组织和环境光。

[0003] 光电容积脉搏波信号包括非常大的(不想要的)DC偏移信号上的非常小的AC信号(实际体积描记图)。DC偏移信号包括源自皮肤和组织以及源自环境光的相当大部分的信号。不幸的是,所检测到的环境光的量不是恒定的,而是由于改变的环境光条件和由于运动伪像(例如由光电容积脉搏波传感器与皮肤之间的耦合导致)而变化。所检测到的环境光的时间改变速率包括感兴趣的光电容积脉搏波频带中的频率。这阻碍简单频域滤波,因为滤出这些频率(希望抑制所检测到的环境光)还将对感兴趣的光电容积脉搏波频带的频率进行滤波(或者明显抑制)。

[0004] 用于环境光抵制的当前已知机制包括例如DC恢复电路,其在临时关断光电容积脉搏波激励灯(诸如例如发光二极管LED)时对环境光进行周期性采样。在不同的时隙(例如当接通LED时)取得包含环境和光电容积脉搏波信号二者的样本。通过在接通光电容积脉搏波激励灯的情况下的信号减去在关断光电容积脉搏波激励灯的情况下的信号,获得“经偏移校正”的光电容积脉搏波信号,其不展现出来自环境光的干扰。典型地,该采样在互阻抗放大器(TIA)已经将检测器所生成的光电流转换成电压并且放大之后进行。可替换地和/或此外,该采样在信号已经由模拟到数字转换器(ADC)处理之后完全在数字域中进行。

[0005] 在常规光电容积脉搏波传感器中存在数个问题和缺点。首先,所检测到的环境光的量可以相当大。这意味着当设计放大器时,必须保留某个量的可用动态范围以用于适当地检测环境光,从而造成欠佳的放大器设计。

[0006] 此外,如果环境光的减法在数字域中进行(即在模拟到数字转换之后),则必须保留数个ADC位以用于环境光。然而保留用于环境光的ADC位限制可用于光电容积脉搏波信号的分辨率。

[0007] 然而,如果减法直接在通过TIA的处理之后进行,需要采样和保持电路来保持环境值(即对应于环境光的测量值)直到光电容积脉搏波信号的下一采样周期。该采样和保持信号的增益精度确定补偿效力。

[0008] 解决常规光电容积脉搏波传感器的问题的一个选项是采用采样和保持元件的工厂校准步骤。然而,这样的附加工厂校准步骤添加制造成本并且因而不太优选。

[0009] US 7740591公开了一种光电容积脉搏波传感器。该传感器包括接收互阻抗差分放大器的输出的环境光消除电路。环境光消除电路操作如下:当时序控制电路使红色和IR

LED二者关断时,环境光是传感器所具有的用于输出的仅有光。对环境光进行采样,并且将信号值保持在使用FET连结到地的电容器中。当FET关断时,存储在电容器中的值使用在红色和IR信号串的路径中。电容器中的该存储值移除环境光的误差。

[0010] US6381479B1公开了一种用于提供光电容积脉搏波测量仪器中的改进的DC和低频信号抵制的系统。该系统用在测量仪器中,所述测量仪器包括用于通过测试对象的组织传输至少两个波长处的光信号的至少两个信号源和用于将通过组织传输的光信号转换成检测器输出信号的检测器。该系统包括DC恢复,其在检测器输出信号放大之前从检测器输出信号移除DC和低频信号分量以便避免利用低频信号分量使经放大的输出信号饱和。DC恢复配置成在信号源被去激活时的黑暗间隔期间以及在光源之一被激活时的明亮间隔期间从检测器信号连续移除低频信号分量。在一个实施例中,DC恢复以DC恢复电路的形式被体现,所述DC恢复电路包括接收检测器输出信号并且产生放大器输出信号的互阻抗放大器和接收经放大的输出信号并且产生偏置电流的积分器反馈回路,其中偏置电流用于在通过放大器对检测器信号的放大之前从检测器输出信号减去DC和低频信号分量。

## 发明内容

[0011] 本发明的目的是提供一种改进的光电容积脉搏波传感器装置、改进的光电容积脉搏波传感器方法和改进的光电容积脉搏波传感器计算机程序,其克服与现有技术PPG传感器相关联的问题。

[0012] 在本发明的第一方面中,提供了一种光电容积脉搏波传感器装置,包括配置成生成第一光信号的光源单元;以及配置成观测第二光信号的光电检测器单元,其中所述第二光信号指示所述第一光信号在目标中的吸收,其中所述光电检测器单元还配置成响应于观测到所述第二光信号而输出光电检测器输出信号。装置还包括环境光补偿反馈回路,其包括配置成接收光电检测器输出信号的追踪和保持单元。装置配置成比较所述追踪和保持单元的输出信号与参考信号并且环境光补偿反馈回路包括配置成基于所述比较而向追踪和保持单元提供补偿电流的第一放大单元。

[0013] 本发明提出在没有环境光干扰的情况下测量光电容积脉搏波信号。通过直接或经由例如互阻抗放大器在追踪和保持单元的输入处提供补偿电流来抵制环境光信号。补偿电流优选地经由闭合回路来控制,而不干扰光源单元(诸如例如光电容积脉搏波激励LED)的低占空比操作。换言之,本发明提出通过直接在放大器的输入处减去补偿电流来克服以上指出的问题。该电流经由反馈回路来控制,其确保没有环境光电流将进入TIA。这消除了前述问题。所述追踪和保持单元优选地包括追踪和保持电路。通过采用追踪和保持单元,即优选地追踪和保持电路,本发明良好地适合于“AC种类”的环境光,诸如例如人造光和日光,如例如出现在跑步期间的那样。如本文所使用的术语“AC种类的环境光”意指例如在跑步期间,环境光强度变化(例如因为跑步者在跑步的同时周期性地挥动他/她的手臂)从而导致由光电检测器观测到交流电。交流电可以是周期性的,但是情况不必然是这样。可能例如由用户的跳动导致的步进式改变也被涵盖。追踪和保持电路因而优选为例如积分和保持电路,其中以尽可能低的占空比对发光二极管施加脉冲。相应地,环境光在所选周期期间积分以便将该历史用于短测量周期期间的补偿。要指出的是,积分和保持电路不必在长周期内积分。积分时间可以选择成所期望的那样短。然而,积分部分暗示低通滤波器动作,并且因

而不太适合于“AC种类”的环境光。负反馈回路中的积分动作的使用暗示确保零DC误差,因为任何非零DC信号将通过积分而增加误差信号。这不能利用追踪和保持拓扑实现,因为在那里误差仅能够在无穷放大处变为零。然而,在本情况中不必具有零DC误差。而是,使环境光尽可能多地衰减以腾出动态范围。另外,通过提供(优选地总是,即永久地)闭合的环境光校正反馈回路,所追踪的信号部分在回路内总是微不足道地小。由于PPG信号小(尤其在反射模式PPG传感器中),环境光水平可以相对高。如果不连续地减去电流的环境部分,从所述光电检测器单元接收光的放大器(诸如例如互阻抗放大器)将必须在每一个校正循环期间专注于大环境光步骤(step)。在本配置中,情况不是这样。本实施例由此允许放松对PPG传感器装置的动态要求。PPG传感器典型地采用至少一个放大器。然而,PPG传感器还可以使用光电晶体管而不是光电二极管。光电晶体管具有增益并且因而是放大器,尽管其并不总是明确地可见为放大器,如果人们将其视为检测器的话。这同样适用于具有内部增益的任何其它光电检测器。

[0014] 在另外的优选实施例中,所述第一放大单元包括跨导放大器。由于所述第一放大单元包括跨导放大器,因此优选地借助于所述跨导放大器将追踪和保持单元的输出信号与参考信号之间的差异转换成补偿电流。作为结果,减去已经在第二放大器的输入处的补偿电流是可能的。在另外的优选实施例中,其中所述跨导放大器包括电阻器和/或压控电流源。按照定义,跨导是电阻的倒数并且因而具有量纲电流除以电压,或者换言之具有取决于电压的电流(即压控电流源)。

[0015] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置包括配置成从所述第二放大单元接收输出信号的模拟到数字转换器。在实践中,现代PPG和SpO<sub>2</sub>传感器具有模拟前端,后面是数字处理部分,并且因而要求ADC。

[0016] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置还包括配置成控制所述光源单元的光源驱动器单元。优选地,光源单元包括脉冲LED。出于电池节约原因和环境采样,采用脉冲LED对于可穿戴设备是优选的。关于环境采样并且还由于SpO<sub>2</sub>传感器中的色序原因,采用脉冲LED对于医学设备是进一步优选的。

[0017] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置还包括同步检测器。通过采用同步检测器,优选地消除或至少抑制与来自所述光源单元的光信号输出不同步的环境光。

[0018] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置还包括配置成控制所述光源单元的光源驱动器单元并且其中所述同步检测器配置成与所述光源驱动器单元同步地操作。通过使所述同步检测器和所述光源驱动器单元同步地操作,所述光电容积脉搏波传感器装置优选地配置成使得仅与来自所述光源单元的光同步的环境光向从所述目标反射的光贡献背景信号。相比之下,优选地抵消或至少抑制不与来自所述光源单元的光信号输出同步的光。

[0019] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置包括配置成从所述同步检测器接收输出信号的模拟到数字转换器。与所述同步检测器组合地采用模拟到数字转换器出于以下原因而是优选的。同步检测器可以实现在模拟或数字域中。在模拟域中使用它具有以下优点:在同步检测(其优选地包括低通滤波器)之后,带宽限于所需要的(例如近似15Hz)并且已经移除了所有非同步干扰。这意味着可以使用低速高分辨率ADC。如果SD在数

字域中进行则带宽要求更高(取决于LED脉冲频率)并且因而AD转换将更加昂贵和/或更不精确。另外,非同步干扰仍旧存在并且需要在ADC选择中考虑。在数字域中实现同步检测器的优点涉及增加的灵活性(因为其是软件和/或可编程的),并且是因为需要较少外部组件。在数字域中实现同步检测器的另外的优点涉及较小尺寸和潜在地较低功率消耗。

[0020] 在另外的优选实施例中,所述同步检测器包括后面是低通滤波器的同步整流器。在另外的优选实施例中,所述同步整流器使信号与+1或-1相乘。

[0021] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置还包括配置成调节所述参考信号的微控制器。用于调节参考信号的典型使用情况包括偏移补偿或例如到ADC范围中的电平位移。经校正的输出信号将“骑上/下”所述参考信号。这意味着在LED关断的情况下,第二放大单元的输出将是参考信号。在LED接通的情况下,其将取决于光电二极管的方向(即连接)而更高或更低。将优选地针对单个供给电路(诸如例如电池操作设备)而选择从0V的偏离以电平位移参考(0V)以上的信号。

[0022] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置包括减法器单元。通过采用减法器单元,可以确定所述参考信号与来自所述追踪和保持单元的所述输出信号之间的差异。

[0023] 在另外的优选实施例中,所述光电检测器单元包括光电二极管和/或晶体管。

[0024] 在另外的优选实施例中,光电容积脉搏波传感器装置还包括用于放大补偿电流和光电检测器输出信号之和并且用于将经放大的信号递送至追踪和保持单元的输入的第二放大单元。第二放大单元可以包括互阻抗放大器。可以例如在J. Graeme的书“*Photodiode Amplifiers: Op Amp Solutions*”,Mcgraw Hill Book Co(1995)中找到互阻抗放大器的标准布局。

[0025] 在另外的优选实施例中,所述光电容积脉搏波传感器装置还包括配置成存储通过所述互阻抗放大器的信号输出的采样和保持电路。优选地,以低占空比驱动光源单元(诸如例如LED)以节约电池电力。这意味着仅存在可用于对实际光电容积脉搏波信号进行采样的短周期。采样和保持电路将拉长该时间。然而,许多现代ADC(典型地称为采样ADC)已经包括采样和保持组件。因此,包括采样和保持电路将提供优点,例如在希望通过使用已经存在于微控制器中的硬件来避免使用ADC以便节约成本和/或空间的情况下。存在若干已知可能性来使用微控制器构建(低速)ADC。一种可能性涉及通过使用微控制器的模拟输出与其电压比较器的组合来构建SAR-ADC。

[0026] 在另外的优选实施例中,所述光源包括发光二极管。其它类型的光源可以包括半导体激光器/VCSEL。

[0027] 在另外的优选实施例中,所述同步检测器包括数字锁定放大器。优选地,同步检测器可以实现为后面是低通滤波器的同步整流器(例如与±1同步地相乘)。另外优选地,锁定放大器可以对应于使输入信号与同步余弦和正弦参考(即同相(I)和正交(Q)分量)相乘的设备,其后面是低通滤波器和振幅的计算 $\sqrt{I^2 + Q^2}$ 。由于其涉及计算,因此锁定优选地实现在数字域中。在另外的优选实施例中,所述同步检测器布置在所述微控制器内。在微控制器内布置同步检测器由于空间原因、较低成本和较少供给电流而是优选的。优选实施例优选地使用在模拟同步检测器实现中:在不使用正交解调的同步检测器中(即其中仅执行一个

同步整流),所测量的信号与参考之间的相移优选地变换成输出中的DC偏移。由于该相移将几乎完全固定(例如由于光速,光学路径长度变化的影响是不明显的),其可以通过调节参考信号(即优选地,参考电压)来补偿。

[0028] 根据本发明的第二方面,提供了一种光电容积脉搏波传感器方法,包括以下步骤

[0029] - 通过光源单元生成第一光信号;

[0030] - 通过光电检测器单元观测第二光信号,其中所述第二光信号指示所述第一光信号在目标中的吸收;

[0031] - 通过包括追踪和保持单元和放大单元的环境光补偿反馈回路,响应于观测到所述第二光信号而接收光电检测器输出信号;

[0032] - 比较追踪和保持单元的输出信号和参考信号,其中所述追踪和保持单元的所述输出信号是基于所述光电检测器输出信号;以及

[0033] - 通过放大单元基于所述比较向追踪和保持单元提供补偿电流。

[0034] 根据本发明的第三方面,提供了一种光电容积脉搏波传感器计算机程序产品,包括存储计算机程序代码构件的计算机可读存储器,所述计算机程序代码构件用于当计算机程序在控制光电容积脉搏波传感器装置的计算机上运行时使光电容积脉搏波传感器装置实施光电容积脉搏波传感器方法的步骤。

[0035] 应当理解的是,权利要求1的光电容积脉搏波传感器装置、权利要求13的光电容积脉搏波传感器方法和权利要求14的光电容积脉搏波传感器计算机程序具有类似和/或等同的优选实施例,特别地,如从属权利要求中所限定的那样。

[0036] 应当理解的是,本发明的优选实施例还可以是从属权利要求或以上实施例与相应独立权利要求的任何组合。

[0037] 本发明的这些和其它方面将从以下描述的实施例显而易见,并且将参照以下描述的实施例进行阐述。

## 附图说明

[0038] 在以下附图中:

[0039] 图1图示了光电容积脉搏波的基本原理;

[0040] 图2示意性且示例性地示出光电容积脉搏波传感器装置的实施例,

[0041] 图3示意性且示例性地示出光电容积脉搏波传感器装置的另一实施例,以及

[0042] 图4示意性且示例性地示出光电容积脉搏波传感器方法的实施例。

## 具体实施方式

[0043] 本发明涉及光电容积脉搏波传感器装置、光电容积脉搏波传感器方法和光电容积脉搏波传感器计算机程序。提出在没有环境光干扰的情况下测量光电容积脉搏波信号。通过互阻抗放大器的输入处的补偿电流的减去来抵制环境光信号。经由闭合回路控制补偿电流,而不干扰光电容积脉搏波LED的低占空比操作。

[0044] 图1图示了PPG的基本原理。PPG是指通过光学构件获得体积组织测量。在图1中所示的示例100中,发光二极管110a朝向人类手指120a输出光。光被手指120a部分吸收并且部分反射。经反射的光由光电二极管或晶体管130a观测。另外,在示例100中,发光二极管110b

朝向人类耳垂120b输出光。光被耳垂120b部分吸收并且部分透射。经透射的光由光电二极管或晶体管130b观测。由光电二极管或晶体管130a, 130b观测的光指示在目标120a, 120b内吸收的光量。所观测到的光可以因而用于导出关于目标结构的信息。

[0045] 图2示意性且示例性地示出光电容积脉搏波传感器装置200的实施例。LED 210由LED驱动器215周期性地接通和关断。这节约电力,而且还允许在LED 210关断时对环境光进行采样。由LED 210发射的光210a被引导朝向组织,诸如在所示的示例中,人类腕部220。经反射的光220a由光电二极管230观测。经反射的光220a此外可以由可选的光学滤波器225滤波。另外对于经反射的光220a,光电二极管230将观测来自环境光221的干扰。对于LED 210接通的情况,光电二极管230将因而生成包括LED分量 $I_L$ 和环境光分量 $I_A$ 的组合电流。

[0046] 当前PPG传感器典型地使用采样和保持电路来“存储”环境样本。因此,一旦PPG信号变为可用,可以基于所存储的环境样本而对其应用校正步骤。在光电容积脉搏波传感器装置200的优选实施例中,提出从输入直接减去补偿电流 $I_A$ 而不是存储环境样本,从其导出背景水平以校正此后所观测到的信号。闭合的环境光补偿反馈回路201确保TIA 240的输出对应于参考电压 $V_R$ 。通过维持该过程,PPG信号还将因而在LED 210接通时被补偿。相应地,提出采用追踪和保持电路260以在取得PPG信号时稳定环境光补偿反馈回路201。

[0047] 光电容积脉搏波传感器装置200可以描述如下:

[0048] 在第一时间周期期间,关断发光二极管210。追踪和保持电路260处于“追踪模式”。追踪和保持(或采样和保持SHA)元件将模拟值存储某个量的时间。其因而将连续时间信号转换成离散时间信号。积分和保持不存储输入自身,但是其存储输入的积分。(积分和保持元件还称为积分-采样和保持元件)。在追踪和保持元件中,当处于追踪模式时,输出跟随输入。当切换到保持模式时,保持最后的输入电平。积分和保持元件在积分模式期间对输入信号进行积分并且当它切换到保持模式时存储经积分的值(不等于输入)。将追踪和保持电路260的输出与参考电压 $V_R$ (其可以是例如零电压或某个其它期望的DC电压电平)比较。随后借助于第一放大单元250将从所述比较获得的差异(例如借助于减法器电路255获得)转换成补偿电流,第一放大单元250可以是例如跨导放大器250。跨导放大器250可以是例如电阻器或压控电流源,但是任何其它跨导放大构件也是合适的。参考电压 $V_R$ 可以是固定的或者例如由微控制器270控制。

[0049] 在第二时刻处,刚好在发光二极管210接通之前,追踪和保持电路260切换到“保持模式”。换言之,保持最后输入电平并且输出在追踪模式中“追踪”的最后样本。光电容积脉搏波传感器装置200内的回路然后在随后时间周期期间减去当前环境电平。

[0050] 在所述随后时间周期期间,发光二极管210接通。因而从组合电流 $I_L+I_A$ 减去所存储的环境电平。因此,仅PPG信号(即 $I_L$ ),而不是来自干扰环境光的电流(即 $I_A$ ),由第二放大单元240放大,第二放大单元240可以是例如TIA。来自互阻抗放大器240的结果输出PPG信号可以优选地存储在可选的采样和保持电路中。可替换地和/或此外,来自互阻抗放大器240的结果输出PPG信号可以直接由模拟到数字转换器280转换。

[0051] 在第四时刻处,发光二极管210再次关断。通过在“追踪模式”中再次切换追踪和保持电路260并且然后如本文以上指出的那样进行,结果设置然后可以被视为用于另外的环境光抑制迭代的起始点。要指出的是,环境光校正反馈回路201由于追踪和保持电路260的追踪部分而优选地总是闭合的。因此,信号的该部分总是在回路内微不足道地小。即,由于

PPG信号小(尤其在反射模式PPG传感器中),环境光水平可以相对高。如果不连续地减去电流的环境部分 $I_A$ ,互阻抗放大器240将必须专注于每一个校正循环期间的大环境光步骤。在本配置中,情况不是这样。本实施例由此允许放松对光电容积脉搏波传感器装置200的动态要求。

[0052] 图3示意性且示例性地示出光电容积脉搏波传感器装置300的另一实施例。图3中所示的元件3xx对应于图2中的相似编号的元件2xx。在图3中所示的实施例中,将同步检测器390放置在模拟到数字转换380之前,以允许抵制或抑制另外的干扰(诸如例如来自互阻抗放大器340的 $1/f$ 噪声(即噪声,其中功率谱密度(每Hz的能量或功率)与噪声信号的频率 $f$ 成反比),以及与LED光310a不同步的外部干扰)。与LED光310a不同步的外部干扰可以包括例如外部电磁电流,诸如例如在电路中的其它地方拾取的50/60Hz功率线干扰(即不是光电流的部分)。这些干扰可以因而通过同步检测器390来抵制。同步检测器390优选地包括后面是低通滤波器的同步整流器。同步整流器优选地将信号与+1或-1相乘。整流优选地与LED 310的控制同步,所述控制借助于LED驱动器315实现。

[0053] 在另外的优选实施例中,同步检测器390可以实现为微控制器中的数字锁定放大器。

[0054] 图4示意性且示例性地示出光电容积脉搏波传感器方法400的实施例。

[0055] 在步骤410中,通过光源单元生成第一光信号210a,310a。

[0056] 在步骤420中,通过光电检测器单元观测第二光信号220a,320a,其中所述第二光信号220a,320a指示所述第一光信号210a,310a在目标220,320中的吸收。

[0057] 在步骤430中,通过包括追踪和保持单元(260,360)和放大单元(250,350)的环境光补偿反馈回路(201,301)响应于观测到所述第二光信号220a,320a而接收光电检测器输出信号。

[0058] 在步骤440中,将追踪和保持单元260,360的输出信号与参考信号 $V_R$ 比较,其中所述追踪和保持单元260,360的所述输出信号是基于所述光电检测器输出信号。

[0059] 在步骤450中,通过放大单元(250,350)基于所述比较而向追踪和保持单元(260,360)提供补偿电流。

[0060] 本发明可以使用在光电容积脉搏波传感器中,并且特别地作为小且高效的光电容积脉搏波前端。本发明还可以使用在其它脉冲血氧计传感器中,诸如例如 $SpO_2$ 传感器。

[0061] 本领域技术人员在实践所要求保护的发明时,通过研究附图、公开内容和随附权利要求,可以理解和实现对所公开的实施例的其它变型。

[0062] 在权利要求中,词语“包括”不排除其它元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。

[0063] 单个单元或设备可以履行权利要求中所叙述的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中叙述某些措施的仅有事实不指示这些措施的组合不能用于获益。

[0064] 依照以上描述的光电容积脉搏波传感器方法的光电容积脉搏波传感器装置的确和/或控制可以实现为计算机程序的程序代码构件和/或实现为专用硬件。

[0065] 计算机程序可以存储/分布在合适的介质上,诸如光学存储介质或固态介质,其与其它硬件一起或者作为其部分被供应,但是还可以以其它方式分布,诸如经由互联网或其它有线或无线电信系统。

[0066] 权利要求中的任何参考标记不应当解释为限制范围。

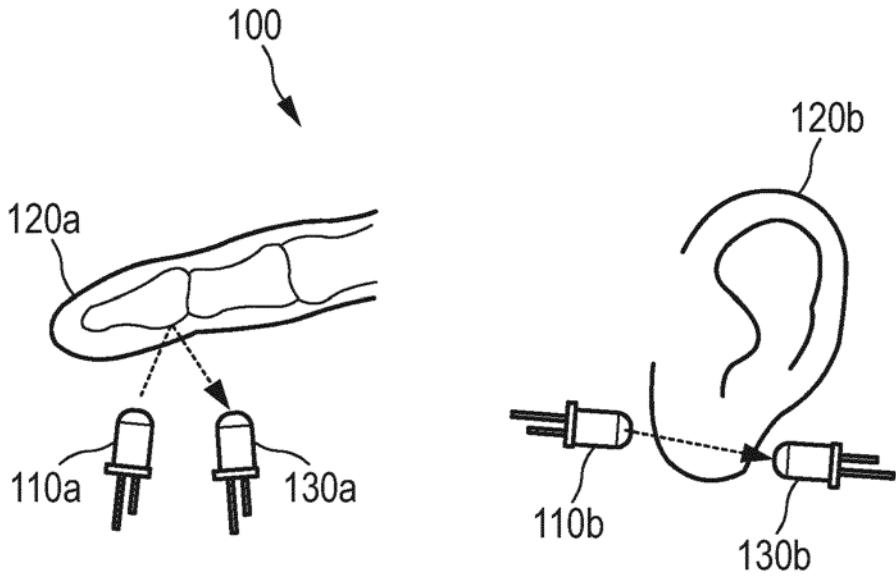


图 1

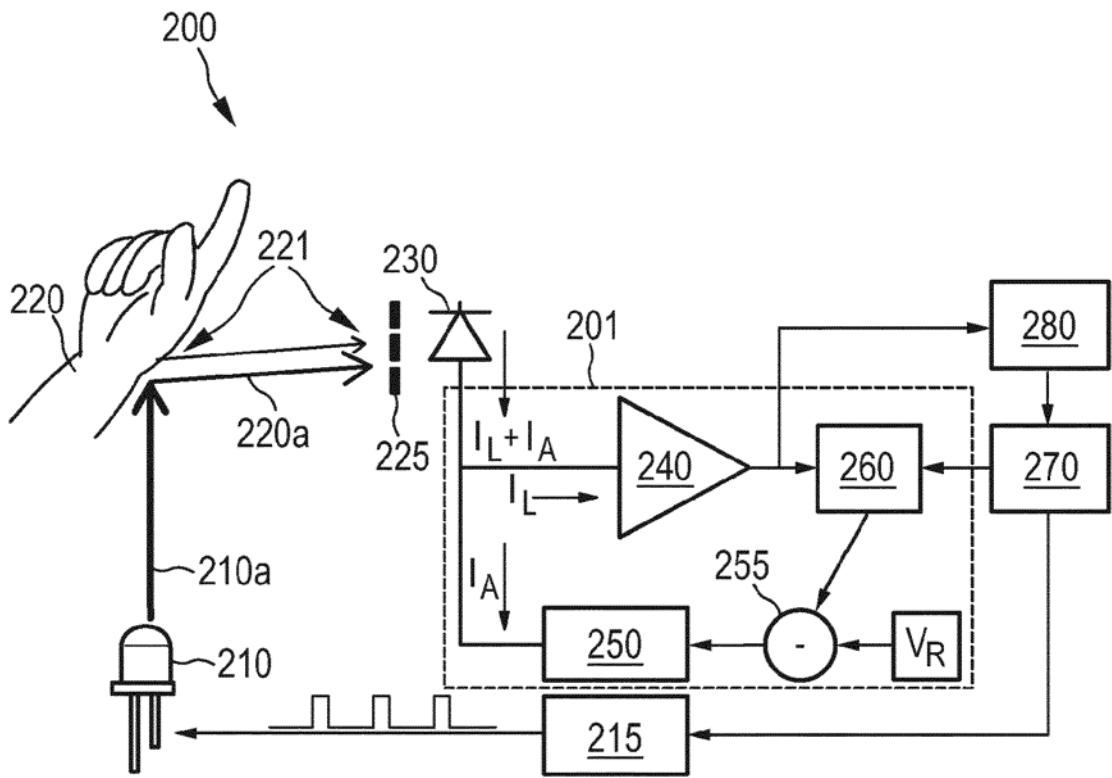


图 2

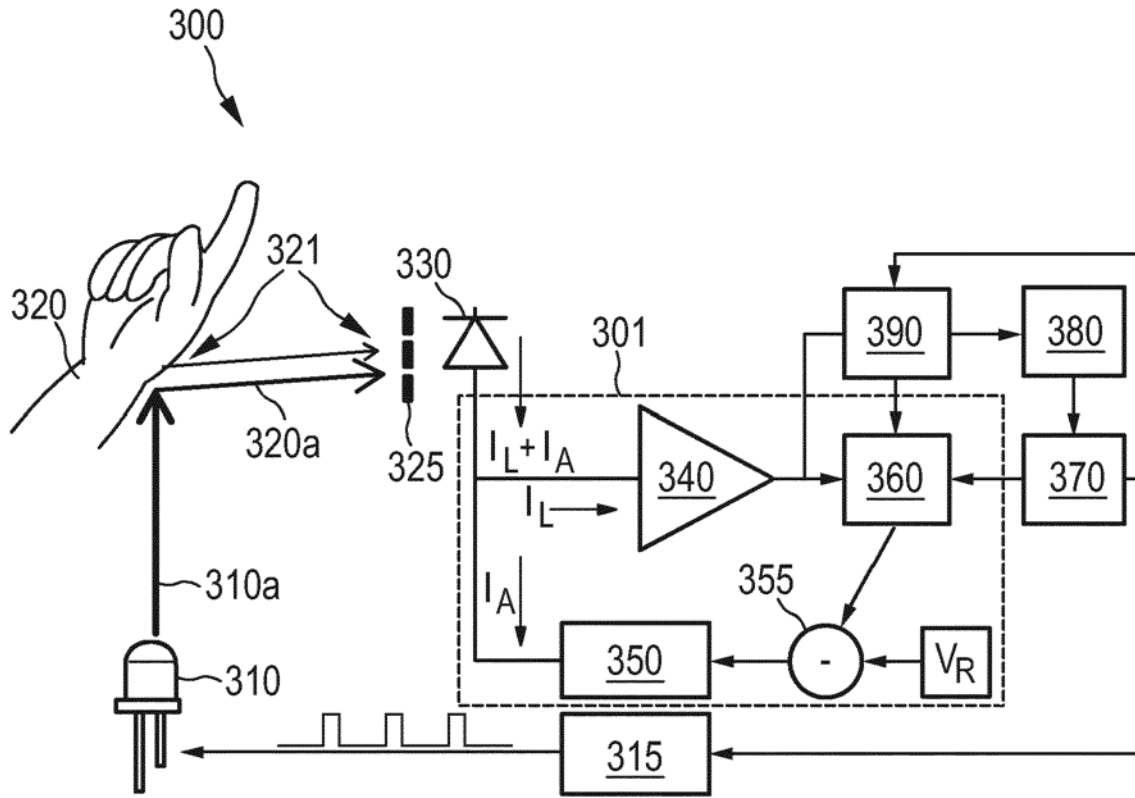


图 3

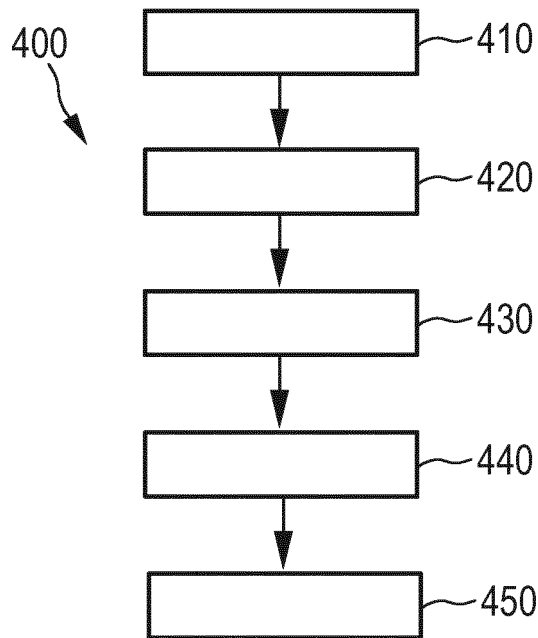


图 4

专利名称(译)	光电容积脉搏波传感器装置和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN105491943B</a>	公开(公告)日	2018-11-13
申请号	CN201580001728.9	申请日	2015-06-19
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	O T J A 维穆伦 K 吉恩		
发明人	O.T.J.A.维穆伦 K.吉恩		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02416 A61B5/02427 A61B5/7203		
代理人(译)	李舒		
审查员(译)	赵实		
优先权	2014174974 2014-06-30 EP		
其他公开文献	CN105491943A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及光电容积脉搏波传感器装置 ( 200,300 )、光电容积脉搏波传感器方法 ( 400 ) 以及光电容积脉搏波传感器计算机程序产品。提出在没有环境光干扰的情况下测量光电容积脉搏波信号。通过在互阻抗放大器 ( 240,340 ) 的输入处的补偿电流的减去来抵制环境光信号。经由闭合回路来控制补偿电流，而不干扰光电容积脉搏波LED ( 210,310 ) 的低占空比操作。

