



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110664386 A

(43)申请公布日 2020.01.10

(21)申请号 201910832142.7

(22)申请日 2019.09.04

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 王怡珊

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理有限公司 44414

代理人 张杨梅

(51) Int. Cl.

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

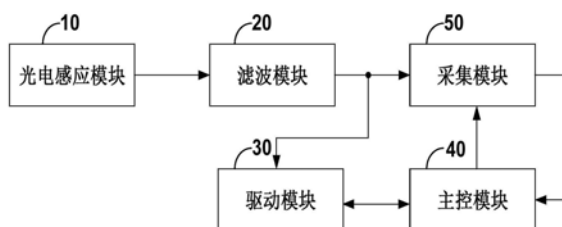
权利要求书2页 说明书8页 附图4页

(54)发明名称

一种用于脉搏波信号的采集装置及方法

(57)摘要

一种用于脉搏波信号的采集装置及方法,基于光电容积描记技术生成脉搏波信号,由驱动模块周期性采样脉搏波信号,并对相邻两个采样周期中采样的脉搏波信号进行比较,以判断脉搏波信号是否处于转折点或上升阶段,并根据比较结果输出电平信号。当电平信号发生跳变时说明脉搏波信号处于转折点,当电平信号为高电平信号时说明脉搏波信号处于上升阶段,控制模块相应控制采集模块在转折点处或上升阶段进行采集。上述采集装置及方法,由驱动模块监测并反馈脉搏波信号的状态,并由主控模块控制采集模块仅当脉搏波信号处于转折点处或上升阶段时工作,既保留了脉搏波信号中反映生物体生理特征的部分,又减少了采集的数据量,降低了数据传输和处理的功耗。



1. 一种用于脉搏波信号的采集装置,其特征在于,包括:

光电感应模块、滤波模块、驱动模块、采集模块以及主控模块;

所述光电感应模块连接所述滤波模块,所述滤波模块连接所述驱动模块及所述采集模块,所述主控模块连接所述驱动模块及所述采集模块;

所述光电感应模块用于采集生物体的脉搏波信号并传输至所述滤波模块;

所述滤波模块用于对所述脉搏波信号进行滤波处理后,输出至所述驱动模块和/或所述采集模块;

所述采集模块用于当接收到控制信号时对所述脉搏波信号进行采样,并将所述脉搏波信号转换为数字信号后反馈至所述主控模块;

所述驱动模块用于周期性采集所述脉搏波信号,并对相邻两个采样周期所采样的脉搏波信号进行比较,以判断所述脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号;

所述主控模块用于输出周期信号至所述驱动模块,以控制所述驱动模块进行工作,并接收所述电平信号,并当判断所述电平信号为高电平信号或者发生电平跳变时,输出所述控制信号至所述采集模块。

2. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,所述驱动模块包括:

第一开关单元、第二开关单元、第一采样单元、第二采样单元以及比较单元;

所述第一开关单元连接所述滤波模块、所述第一采样单元、所述第二采样单元及所述第二开关单元,所述第二开关单元连接所述比较单元,所述第一开关单元、所述第二开关单元及比较单元均连接所述主控模块;

所述周期信号包括第一周期信号和第二周期信号;

其中,所述第一开关单元用于根据所述第一周期信号进行导通,以相应控制所述第一采样单元和所述第二采样单元分别在相邻两个所述采样周期内采集并存储脉搏波信号;

所述第二开关单元用于根据所述第二周期信号进行导通,以控制所述第一采样单元和所述第二采样单元将自身采集的脉搏波信号分别传输至所述比较单元;

所述比较单元用于对相邻两个所述采样周期中采集的脉搏波信号进行比较,并根据比较结果输出所述电平信号。

3. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,所述光电感应模块包括:

发光单元、光敏单元及放大单元;

所述发光单元连接所述光敏单元,所述光敏单元连接所述放大单元,所述放大单元连接所述滤波模块;

所述发光单元用于产生初始光信号并照射所述生物体的皮肤;

所述光敏单元用于接收经所述生物体的皮肤反射的光信号,并相应生成所述脉搏波信号;

所述放大单元用于对所述脉搏波信号进行放大处理后输出至所述滤波模块。

4. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,所述滤波模块用于滤除所述脉搏波信号中的直流信号。

5. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,还包括:

与所述主控模块连接,用于接收所述主控模块上传的所述脉搏波信号的无线通讯模

块。

6. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,还包括:

与所述光电感应模块、所述滤波模块、所述采集模块、所述驱动模块及所述主控模块连接,用于对所述光电感应模块、所述滤波模块、所述采集模块、所述驱动模块及所述主控模块进行供电的电源模块。

7. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,所述主控模块还用于:

根据所述脉搏波信号计算所述生物体的血氧饱和度和血压值中的至少一项。

8. 如权利要求1所述的采集装置,其特征在于,所述采集模块采集到的所述脉搏波信号中包括:最大峰值信息和最小峰值信息。

9. 如权利要求8所述的采集装置,其特征在于,所述采集模块采集到的所述脉搏波信号中还包括:最大斜率信息和重搏点信息。

10. 一种基于如权利要求1所述的采集装置的用于脉搏波信号的采集方法,其特征在于,包括:

采用光电感应模块采集生物体的脉搏波信号并传输至所述滤波模块;

采用滤波模块对所述脉搏波信号进行滤波处理后,输出至所述驱动模块和/或所述采集模块;

采用采集模块当接收到控制信号时对所述脉搏波信号进行采样,并将所述脉搏波信号转换为数字信号后反馈至所述主控模块;

采用驱动模块周期性采集所述脉搏波信号,并对相邻两个采样周期所采样的脉搏波信号进行比较,以判断所述脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号;

采用主控模块输出周期信号至所述驱动模块,以控制所述驱动模块进行工作,并接收所述电平信号,并当判断所述电平信号为高电平信号或者发生电平跳变时,输出所述控制信号至所述采集模块。

一种用于脉搏波信号的采集装置及方法

技术领域

[0001] 本发明属于光电容积描记技术领域,尤其涉及一种用于脉搏波信号的采集装置及方法。

背景技术

[0002] 目前,传统的PPG (Photoplethysmography,光电容积描记)技术,为了降低LED (Light-Emitting Diode,发光二极管)的功耗,通常采用PWM (Pulse Width Modulation,脉冲宽度调制)信号控制LED的驱动电路,控制LED周期性亮灭,从而降低LED的功耗,或者采用压缩采样的方式进行信息采集,从而进一步降低PWM信号的占空比,降低LED的功耗。然而,为确保采集足量的信息,PWM信号的占空比无法无限制地降低,因此采用PWM信号控制LED驱动电路的方式降低功耗的能力有限,并且对信号进行压缩采样后需要运用复杂的最优化信息重建过程回复原始信息,信息采样存在延迟。

[0003] 因此,传统的PPG技术方案中存在着PWM信号的占空比无法无限制降低、对信号进行压缩采样后需要运用复杂的最优化信息重建过程回复原始信息而导致的功耗大、信息采样实时性低的问题。

发明内容

[0004] 有鉴于此,本发明实施例提供了一种用于脉搏波信号的采集装置及方法,旨在解决传统的技术方案中存在的PWM信号的占空比无法无限制降低、对信号进行压缩采样后需要运用复杂的最优化信息重建过程回复原始信息而导致的功耗大、信息采样实时性低的问题。

[0005] 本发明实施例的第一方面提供了一种用于脉搏波信号的采集装置,包括:

[0006] 光电感应模块、滤波模块、驱动模块、采集模块以及主控模块;

[0007] 所述光电感应模块连接所述滤波模块,所述滤波模块连接所述驱动模块及所述采集模块,所述主控模块连接所述驱动模块及所述采集模块;

[0008] 所述光电感应模块用于采集生物体的脉搏波信号并传输至所述滤波模块;

[0009] 所述滤波模块用于对所述脉搏波信号进行滤波处理后,输出至所述驱动模块和/或所述采集模块;

[0010] 所述采集模块用于当接收到控制信号时对所述脉搏波信号进行采样,并将所述脉搏波信号转换为数字信号后反馈至所述主控模块;

[0011] 所述驱动模块用于周期性采集所述脉搏波信号,并对相邻两个采样周期所采样的脉搏波信号进行比较,以判断所述脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号;

[0012] 所述主控模块用于输出周期信号至所述驱动模块,以控制所述驱动模块进行工作,并接收所述电平信号,并当判断所述电平信号为高电平信号或者发生电平跳变时,输出所述控制信号至所述采集模块。

- [0013] 本发明实施例的第二方面提供了一种用于脉搏波信号的采集方法,包括:
- [0014] 采用光电感应模块采集生物体的脉搏波信号并传输至所述滤波模块;
- [0015] 采用滤波模块对所述脉搏波信号进行滤波处理后,输出至所述驱动模块和/或所述采集模块;
- [0016] 采用采集模块当接收到控制信号时对所述脉搏波信号进行采样,并将所述脉搏波信号转换为数字信号后反馈至所述主控模块;
- [0017] 采用驱动模块周期性采集所述脉搏波信号,并对相邻两个采样周期所采样的脉搏波信号进行比较,以判断所述脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号;
- [0018] 采用主控模块输出周期信号至所述驱动模块,以控制所述驱动模块进行工作,并接收所述电平信号,并当判断所述电平信号为高电平信号或者发生电平跳变时,输出所述控制信号至所述采集模块。
- [0019] 上述的一种用于脉搏波信号的采集装置及方法,通过光电感应模块基于光电容积描记技术生成脉搏波信号,再通过驱动模块周期性采样脉搏波信号,并对相邻两个采样周期中采集到的脉搏波信号进行比较,以判断脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号。主控模块接收电平信号,当电平信号发生跳变时说明脉搏波信号处于转折点,当电平信号为高电平信号时说明脉搏波信号处于上升阶段,因此控制模块相应控制采集模块在转折点处或上升阶段进行采样。由于生物体的生理特征信息均体现在脉搏波信号的峰值上升阶段,因此通过驱动模块监测并反馈脉搏波信号的状态,并由主控模块控制采集模块仅当脉搏波信号处于转折点处或上升阶段时工作,既保留了脉搏波信号中反映生理特征的部分,又减少了采集的数据量,降低了传输功耗和数据处理功耗。

附图说明

[0020] 为了更清楚地说明本发明实施例中的技术方案,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性的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

- [0021] 图1为本发明一实施例提供的一种用于脉搏波信号的采集装置的模块结构示意图;
- [0022] 图2为本发明另一实施例提供的一种用于脉搏波信号的采集装置的模块结构示意图;
- [0023] 图3为图1所示的采集装置的单元结构示意图;
- [0024] 图4为图3所示的采集装置中驱动模块的示例电路原理图;
- [0025] 图5为图4所示的驱动模块中各个开关的时序对照图;
- [0026] 图6为基于光电容积描记技术采集的脉搏波信号示意图;
- [0027] 图7为本发明再一实施例提供的一种用于脉搏波信号的采集方法的步骤流程图。

具体实施方式

[0028] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合附图及实施例,对

本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0029] 图1为本发明一实施例提供的一种用于脉搏波信号的采集装置的模块结构示意图,为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分,详述如下:

[0030] 一种用于脉搏波信号的采集装置,包括光电感应模块10、滤波模块20、驱动模块30、采集模块50以及主控模块40。

[0031] 其中,光电感应模块10连接滤波模块20,滤波模块20连接驱动模块30及采集模块50,主控模块40连接驱动模块30及采集模块50。

[0032] 光电感应模块10用于采集生物体的脉搏波信号并传输至滤波模块20。

[0033] 具体地,光电感应模块10利用PPG技术,将一定波长的光信号照射于生物体的皮肤,并且接收生物体皮肤反射回的光,并将之相应转换为电信号,该电信号即为初始的脉搏波信号,脉搏波信号中包含了生物体的一系列生理特征信息,包括血氧饱和度信息和血压值信息。

[0034] 请参阅图6,为基于光电容积描记技术采集的脉搏波信号示意图。脉搏波信号包括以下几个重要特征:最大峰值、最小峰值、最大斜率以及重搏点,以上几个特征均处于脉搏波信号的上升阶段,并且最大峰值和最小峰值还处于脉搏波信号的转折点处。

[0035] 当需要检查生物体的血氧饱和度时,利用脉搏波信号的最大峰值和最小峰值进行换算即可获得。当需要检查生物体的血压值时,利用脉搏波信号的最大斜率、最大峰值、最小峰值及重搏点进行换算即可获得。因此,脉搏波信号的上升阶段包含的特征反映了生物体的生理特征,而下降阶段的信号属于非必要信号。

[0036] 而如何控制采集模块50仅仅只采集脉搏波信号中反映生物体的生理特征的部分,摒除非必要的部分,从而减少采集的数据量,高效获取生物体的生理特征信息,降低传输功耗和数据处理功耗,是本发明技术方案的核心。

[0037] 滤波模块20用于对脉搏波信号进行滤波处理后,输出至驱动模块30和/或采集模块50。

[0038] 具体地,驱动模块30实时接收滤波模块20输出的脉搏波信号,而采集模块50仅当接收到主控模块40输出的控制信号时,才对脉搏波信号进行采集、处理和输出。

[0039] 可选地,滤波模块20用于对脉搏波信号中的直流信号进行滤除,保留交流信号的部分。

[0040] 光电感应模块10发射的光信号透过神物体的皮肤组织后,反射回光电感应模块10,并转换为初始的脉搏波信号(电信号),生物体的肌肉、骨骼、静脉及其它连接组织对光的吸收效率基本不变,而动脉中的血液具有显著的流动性,因此对光的吸收存在周期性变化,当将皮肤反射的光信号转换为电信号时,得到的脉搏波信号具备直流部分和交流部分,直流部分的信号反映肌肉、骨骼、静脉及其它连接组织对光的吸收作用,交流部分的信号反映动脉中血液对光的吸收作用。滤波模块20滤除脉搏波信号中的直流信号,只保留交流信号至驱动模块30和/或采集模块50。

[0041] 采集模块50用于当接收到控制信号时对脉搏波信号进行采样,并将脉搏波信号转换为数字信号后反馈至主控模块40。

[0042] 可选的,由于采集模块50用于采集处于上升阶段或者处于转折点处的脉搏波信

号,因此采集模块50采集到的脉搏波信号中包括最大峰值信息、最小峰值信息,还包括最大斜率信息和重搏点信息。

[0043] 具体地,采集模块50仅当脉搏波信号处于上升阶段或者处于转折点处时进行信号采集,否则不工作,因此减小了自身接收的数据量,完全消除了对脉搏波信号中的非必要部分进行采集、传输和处理所带来的功耗。

[0044] 驱动模块30用于周期性采样脉搏波信号,并对相邻两个采样周期中采样的脉搏波信号进行比较,以判断脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号。

[0045] 具体地,驱动模块30的采样周期可根据实际情况进行设定,以相邻的三个采样周期001、002及003为例,假设采样周期001为三个采样周期中最早的采样周期,002次之,003最迟。驱动模块30在采样周期001内采样一次脉搏波信号00A,在采样周期002内采样一次脉搏波信号00B,并对两次采样的脉搏波信号进行比较。

[0046] 如果00A的值大于00B,说明脉搏波信号处于下降阶段,驱动模块30输出的电平信号为0或其它形式的低电平信号;如果00A的值小于00B,说明脉搏波信号处于上升阶段,驱动模块30输出的电平信号为1或其它形式的高电平信号。

[0047] 同时,驱动模块30在采样周期003内采样一次脉搏波信号00C,并将00B的值和00C的值进行比较,如果00B的值大于00C,说明脉搏波信号处于下降阶段,驱动模块30输出的电平信号为低电平信号;如果00B的值小于00C,说明脉搏波信号处于上升阶段,驱动模块30输出的电平信号为高电平信号。

[0048] 若上述两次比较的结果,一次输出电平信号为低电平信号,一次输出电平信号为高电平信号,即出现了电平跳变,则说明00B为脉搏波信号的转折点,00B为最大峰值或者最小峰值。

[0049] 主控模块40用于输出周期信号至驱动模块30,以控制驱动模块30进行工作,并接收电平信号,并当判断电平信号为高电平信号或者发生电平跳变时,输出控制信号至采集模块50。

[0050] 具体地,当电平信号为高电平信号时,说明脉搏波信号处于上升阶段;当电平信号发生跳变时,说明脉搏波信号处于转折点处,当从低电平信号跳变为高电平信号时说明此时的脉搏波信号为最小峰值,当从高电平信号跳变为低电平信号时说明此时的脉搏波信号为最大峰值。

[0051] 在实际应用中,根据需要检查的生理特征的不同,可相应对主控模块40写入不同的程序,使得主控模块40仅当判断出电平信号发生跳变时输出控制信号至采集模块50,从而最终测定生物体血氧饱和度信息;或者使得主控模块40当判断出电平信号为高电平信号时输出控制信号至采集模块50,从而最终从测定生物体的血压值信息和/或血氧饱和度信息。

[0052] 在一可选实施例中,主控模块40还用于根据脉搏波信号计算生物体的血样饱和度和/或血压值。

[0053] 图2为本发明另一实施例提供的一种用于脉搏波信号的采集装置的模块结构示意图,为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分,详述如下:

[0054] 在一可选实施例中,上述的采集装置还包括无线通讯模块60,无线通讯模块60与

主控模块40连接,用于接收主控模块40上传的脉搏波信号。可选的,无线通讯模块60还用于输出主控模块40计算得到的血氧饱和度和/或血压值。

[0055] 在一可选实施例中,上述的采集装置还包括显示模块,显示模块与无线通讯模块60连接,用于显示脉搏波信号,并显示血样饱和度的值和/或血压值。

[0056] 在一可选实施例中,上述的采集装置还包括人机交互模块,人机交互模块用于供操作人员选择测定生物体的血氧饱和度信息和/或血压值信息。

[0057] 在一可选实施例中,上述的采集装置还包括电源模块,电源模块与采样周期光电感应模块10、采样周期滤波模块20、采样周期采集模块50、采样周期驱动模块30及采样周期主控模块40连接,电源模块用于对光电感应模块10、采样周期滤波模块20、采样周期采集模块50、采样周期驱动模块30及采样周期主控模块40进行供电。

[0058] 图3为图1所示的采集装置的单元结构示意图,为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分,详述如下:

[0059] 在一可选实施例中,驱动模块30包括第一开关单元303、第二开关单元304、第一采样单元301、第二采样单元302以及比较单元305。

[0060] 其中,第一开关单元303连接滤波模块、第一采样单元301、第二采样单元302及第二开关单元304,第二开关单元302连接比较单元305,第一开关单元303、第二开关单元304及比较单元305均连接主控模块40;

[0061] 第一开关单元303用于根据第一周期信号进行导通,以相应控制第一采样单元301和第二采样单元302分别在相邻两个采样周期内采集并存储脉搏波信号。

[0062] 第二开关单元304用于根据第二周期信号进行导通,以控制第一采样单元301和第二采样单元302将自身采集的脉搏波信号分别传输至比较单元305。

[0063] 比较单元305用于对相邻两个采样周期中采集的脉搏波信号进行比较,并根据比较结果输出电平信号。

[0064] 具体地,第一周期信号和第二周期信号均为周期性方波信号。

[0065] 在一可选实施例中,上述的光电感应模块10包括发光单元101、光敏单元102及放大单元103。

[0066] 发光单元101连接光敏单元102,光敏单元102连接放大单元103,放大单元103连接滤波模块20。

[0067] 发光单元101用于产生初始光信号并照射生物体的皮肤。

[0068] 光敏单元102用于接收经生物体的皮肤反射的光信号,并相应生成脉搏波信号。

[0069] 放大单元103用于对脉搏波信号进行放大处理后输出至滤波模块20。

[0070] 具体地,本实施例提供的采集装置,可结合传统的采用PWM信号控制驱动发光单元101周期性亮灭,从而降低发光单元101的功耗的方式,进一步对降低采集装置的功耗。

[0071] 可选的,发光单元101采用至少一个发光二极管实现,发光二极管紧贴生物体皮肤并发射一定波长的光信号。具体地,发光二极管发射绿光或红光。

[0072] 可选的,光敏单元102采用光敏二极管或光耦合器实现,光敏二极管或光耦合器感应到皮肤反射的光信号后,相应感生出电信号,该电信号即为脉搏波信号。

[0073] 可选的,放大单元103采用跨阻放大器实现,在其它可选实施例中,放大单元103也可采用运算放大器实现。

[0074] 在一可选实施例中,上述的主控模块40采用单片机或者中央处理器实现。

[0075] 在一可选实施例中,上述的采集模块50采用模数转换器实现。

[0076] 图4为图3所示的采集装置中驱动模块30的示例电路原理图,为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分,详述如下:

[0077] 在一可选实施例中,上述的第一开关单元303包括第一模拟开关f1和第二模拟开关f2,第二开关单元304包括第三模拟开关f11和第四模拟开关f12,第一采集单元包括电容C2,第二采集单元包括电容C1,比较单元305包括比较器U1。

[0078] 比较器U1的反相输入端作为比较单元305的第一输入端,比较器U1的正相输入端作为比较单元305的第二输入端,比较器U1的输出端作为比较单元305的输出端。

[0079] 第三模拟开关f11和第四模拟开关f12均为双闸开关。

[0080] 第一模拟开关f1的第一端和第二模拟开关f2的第一端连接滤波模块20,

[0081] 第一模拟开关f1的第二端、电容C2的第一端、第三模拟开关f11的第一输入端及第四模拟开关f12的第一输入端共接,电容C2的第二端接地。第三模拟开关f11的第一输出端连接比较器U1的反相输入端。第四模拟开关f12的第一输出端连接比较器U1的正相输入端。

[0082] 第二模拟开关f2的第二端、电容C1的第一端、第四模拟开关f12的第二输入端及第三模拟开关f11的第二输入端共接,电容C1的第二端接地。第三模拟开关f11的第二输出端连接比较器U1的正相输入端。第四模拟开关f12的第二输出端连接比较器U1的反相输入端。

[0083] 第一模拟开关f1、第二模拟开关f2、第三模拟开关f11及第四模拟开关f12当接收到高电平信号时导通,当接收到低电平信号时断开。

[0084] 请参阅图5,为图4所示的驱动模块30中各个开关的时序对照图。主控模块40输出的第一周期信号用于控制第一模拟开关f1和第二模拟开关f2进行工作。输出的第二周期信号用于控制第三模拟开关f11和第四模拟开关f12工作。

[0085] 其中,第一周期信号包括控制第一模拟开关f1的第一子周期信号和将第一子周期信号进行反相后输出以控制第二模拟开关f2的第二子周期信号,也即是说,第一子周期信号和第二子周期信号互为反相信号。第二周期信号包括控制第三模拟开关f11的第三子周期信号和控制第四模拟开关f12的第四子周期信号。

[0086] 第一子周期信号、第二子周期信号、第三子周期信号及第四子周期信号均为周期性方波信号,均包含高电平和低电平两种状态。

[0087] 以下详述驱动模块30的工作原理:

[0088] 一、第一子周期信号为高电平状态,第一模拟开关f1导通,电容C1采样脉搏波信号;随后,第三子周期信号转换为高电平状态,第三模拟开关f11导通,电容C1采样的脉搏波信号输出至比较器U1的正相输入端,电容C2将储存的前一采样周期内采样的脉搏波信号输出至比较器U1的反相输入端。比较器U1对接收到的两个脉搏波信号进行比较,并相应输出电平信号。

[0089] 二、然后,第一子周期信号转换为低电平状态,第二子周期信号转换为高电平状态,第二模拟开关f2导通,电容C2采样脉搏波信号;其后,第三子周期信号转换为低电平状态,第三模拟开关f11断开,第四子周期信号转换为高电平状态,第四模拟开关f12导通。电容C2采样的脉搏波信号输出至比较器U1的正相输入端,电容C1将储存的前一采样周期内采样的脉搏波信号输出至比较器U1的反相输入端。比较器U1对接收到的两个脉搏波信号进行

比较,并相应输出电平信号。

[0090] 三、重复第一点和第二点。

[0091] 驱动模块30通过比较相邻两个采样周期内的脉搏波信号的大小,实现实时监测脉搏波信号的状态,当脉搏波信号处于上升阶段时,比较器U1输出的电平信号为1或其它形式的高电平信号;当脉搏波信号处于最大峰值或最小峰值处时,输出的电平信号发生跳变。

[0092] 图7为本发明再一实施例提供的一种用于脉搏波信号的采集方法的步骤流程图,为了便于说明,仅示出了与本实施例相关的部分,详述如下:

[0093] 一种用于脉搏波信号的采集方法,包括如下步骤:

[0094] S01:采用光电感应模块采集生物体的脉搏波信号并传输至滤波模块;

[0095] S02:采用滤波模块对脉搏波信号进行滤波处理后,输出至驱动模块和/或采集模块;

[0096] S03:采用采集模块当接收到控制信号时对脉搏波信号进行采样,并将脉搏波信号转换为数字信号后反馈至主控模块;

[0097] S04:采用驱动模块周期性采集脉搏波信号,并对相邻两个采样周期所采样的脉搏波信号进行比较,以判断脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号;

[0098] S05:采用主控模块输出周期信号至驱动模块,以控制驱动模块进行工作,并接收电平信号,并当判断电平信号为高电平信号或者发生电平跳变时,输出控制信号至采集模块。

[0099] 具体地,光电感应模块包括发光二极管、光敏二极管及跨阻放大器,滤波模块滤除脉搏波信号中的直流成分,驱动模块包括比较器以及用于采样脉搏波信号的电容,采集模块采用模数转换器实现,主控模块采用单片机或者中央处理器实现。

[0100] 可选的,上述的检测方法还包括:

[0101] 采用无线通讯模块接收所述主控模块上传的所述脉搏波信号。

[0102] 可选的,上述的检测方法还包括:

[0103] 采用电源模块对光电感应模块、所述滤波模块、所述采集模块、所述驱动模块及所述主控模块进行供电。

[0104] 可选的,上述的检测方法还包括:

[0105] 采用人机交互模块供操作人员选择测定生物体的血氧饱和度信息和/或血压值信息。

[0106] 综上所述,本发明实施例提供了一种用于脉搏波信号的采集装置及方法,通过光电感应模块基于光电容积描记技术生成脉搏波信号,再通过驱动模块周期性采样脉搏波信号,并对相邻两个采样周期中采集到的脉搏波信号进行比较,以判断脉搏波信号是否处于转折点或处于上升阶段,并根据比较结果输出电平信号。主控模块接收电平信号,当电平信号发生跳变时说明脉搏波信号处于转折点,当接收到高电平信号时说明脉搏波信号处于上升阶段,因此控制模块相应控制采集模块在转折点处或上升阶段进行采样。由于生物体的生理特征信息均体现在脉搏波信号的峰值上升阶段,因此通过驱动模块监测并反馈脉搏波信号的状态,并由主控模块控制采集模块仅当脉搏波信号处于转折点处或上升阶段时工作,既保留了脉搏波信号中反映生理特征的部分,又减少了采集的数据量,降低了传输功耗

和数据处理功耗。

[0107] 在本文对各种电路、装置方法描述了各种实施方式。阐述了很多特定的细节以提供对如在说明书中描述的和在附图中示出的实施方式的总结构、功能、制造和使用的彻底理解。然而本领域中的技术人员将理解,实施方式可在没有这样的特定细节的情况下被实施。在其它实例中,详细描述了公知的操作、部件和元件,以免使在说明书中的实施方式难以理解。本领域中的技术人员将理解,在本文和所示的实施方式是非限制性例子,且因此可认识到,在本文公开的特定的结构和功能细节可以是代表性的且并不一定限制实施方式的范围。

[0108] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0109] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本发明的范围。

[0110] 以上仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

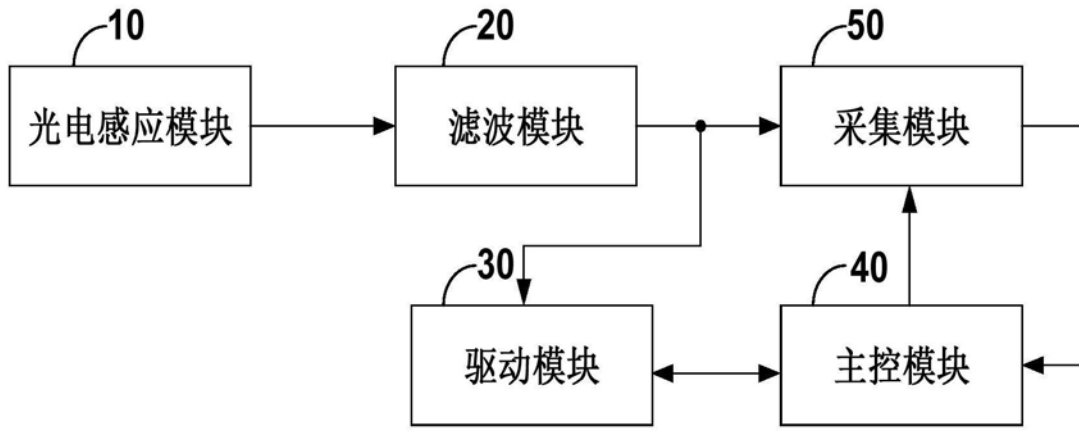


图1

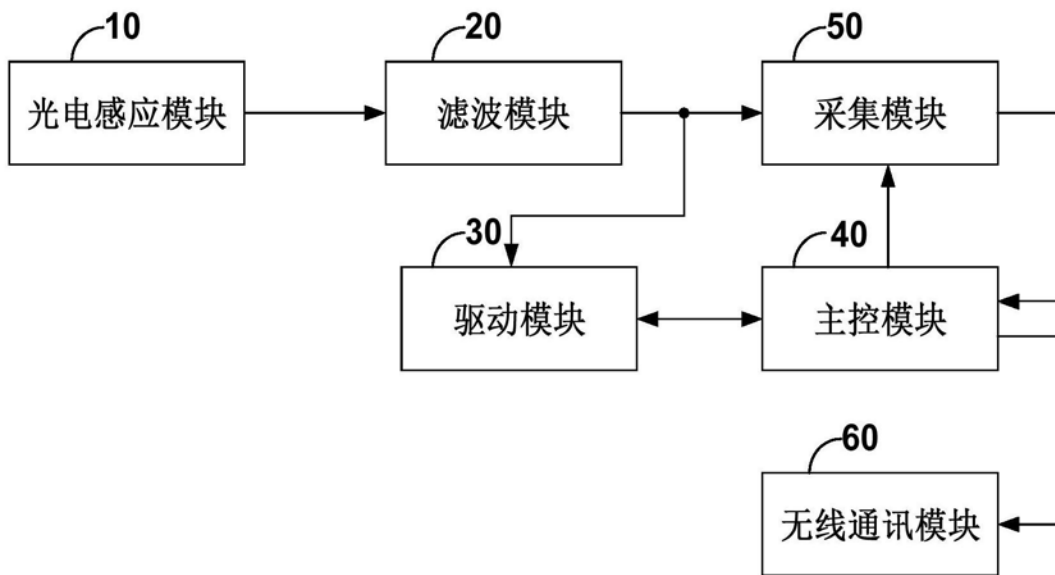


图2

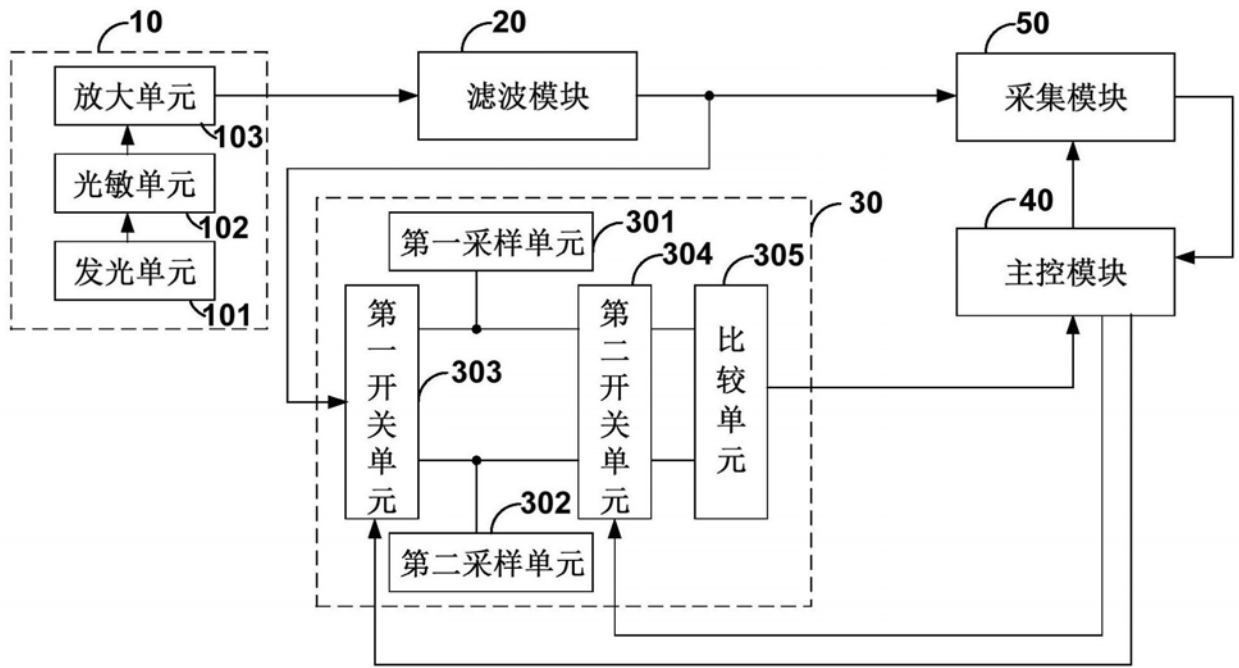


图3

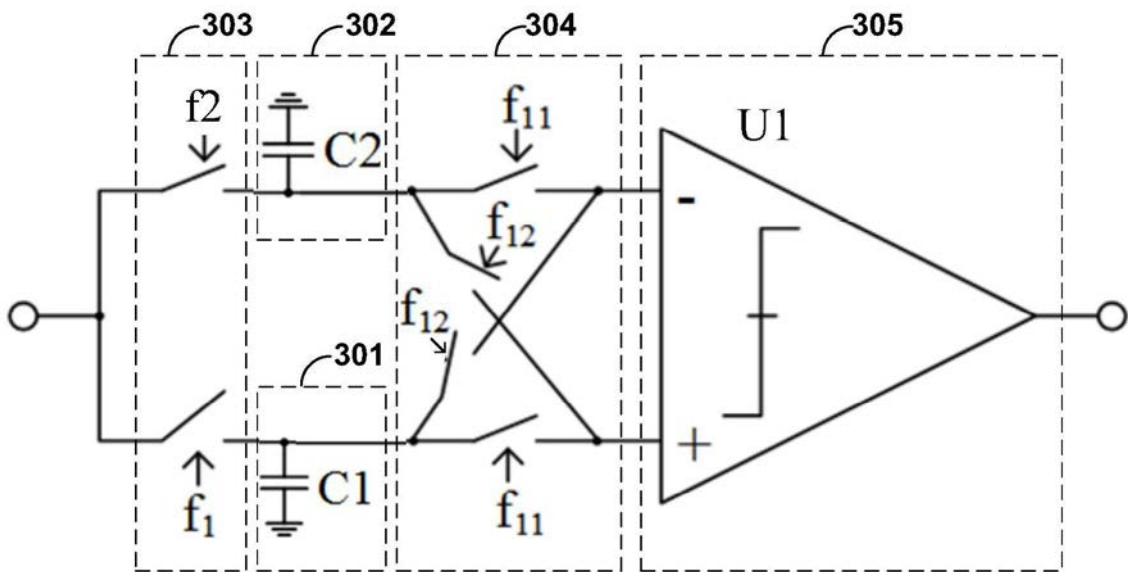


图4

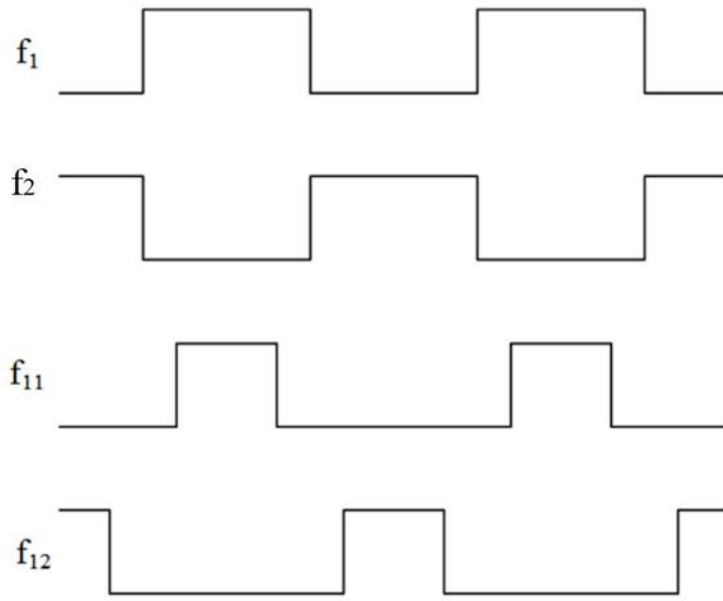


图5

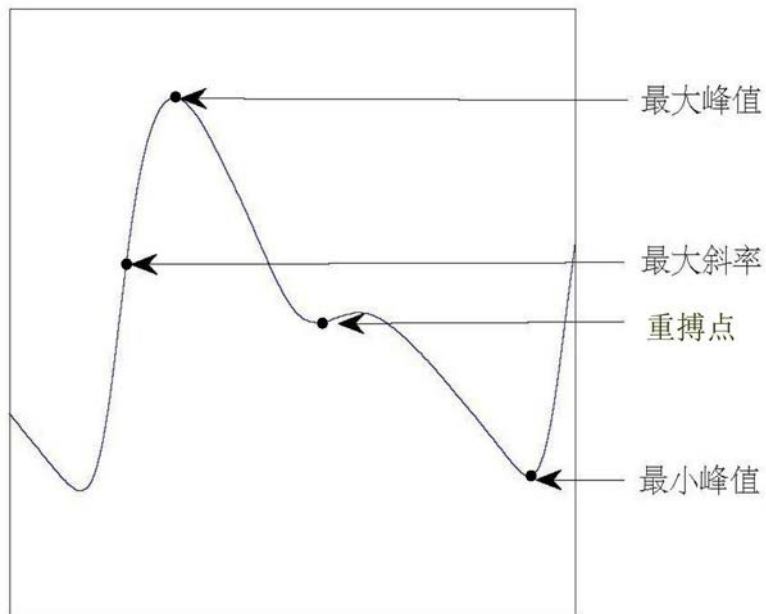


图6



图7

专利名称(译)	一种用于脉搏波信号的采集装置及方法		
公开(公告)号	CN110664386A	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201910832142.7	申请日	2019-09-04
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	王怡珊		
发明人	王怡珊		
IPC分类号	A61B5/0205 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/02108 A61B5/14551 A61B5/7225 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于脉搏波信号的采集装置及方法，基于光电容积描记技术生成脉搏波信号，由驱动模块周期性采样脉搏波信号，并对相邻两个采样周期中采样的脉搏波信号进行比较，以判断脉搏波信号是否处于转折点或上升阶段，并根据比较结果输出电平信号。当电平信号发生跳变时说明脉搏波信号处于转折点，当电平信号为高电平信号时说明脉搏波信号处于上升阶段，控制模块相应控制采集模块在转折点处或上升阶段进行采集。上述采集装置及方法，由驱动模块监测并反馈脉搏波信号的状态，并由主控模块控制采集模块仅当脉搏波信号处于转折点处或上升阶段时工作，既保留了脉搏波信号中反映生物体生理特征的部分，又减少了采集的数据量，降低了数据传输和处理的功耗。

