



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 206934095 U

(45)授权公告日 2018.01.30

(21)申请号 201720076827.X

(22)申请日 2017.01.19

(73)专利权人 陈妍

地址 400000 重庆市江北区华新街招商江湾城9栋3单元5-2

(72)发明人 陈妍 陈瑜 刘元起 何宗奎
刘洋 张伟

(74)专利代理机构 北京酷爱智慧知识产权代理有限公司 11514

代理人 安娜

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

(ESM)同样的发明创造已同日申请发明专利

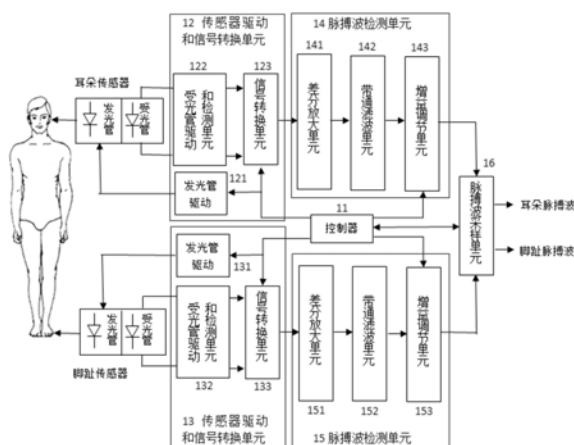
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)实用新型名称

一种高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置

(57)摘要

本实用新型属于动脉血压测量技术领域。本实用新型提供高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,包括:光电传感器,用于检测耳朵和脚趾处的脉搏波信号;传感器驱动和信号转换单元,用于驱动光电传感器的发光管,并提供反向偏置电压给受光管,增强了受光管的灵敏度和稳定性,同时将受光管的输出信号转换为脉搏波电压信号;脉搏波检测单元,采用宽频带滤波器对脉搏波电压信号进行滤波和放大,确保脉搏波形态不失真;脉搏波采样单元,用于对两路脉搏波信号进行同步采样,获得连续的数字信号;控制单元,用于发出控制信号,使各功能单元协调工作。该装置能够检测到极其微弱的脉搏波并提高检测信号的波形质量,有利于在弱灌注时获得脉搏波信号。



1. 一种高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,包括:
光电传感器,分别设置在耳朵和脚趾处,检测耳朵和脚趾处的脉搏波信号;
传感器驱动和信号转换单元,用于给光电传感器的发光管和受光管提供驱动信号,并将受光管的输出信号转换为电压信号;
脉搏波检测单元,用于对电压信号进行滤波和放大;
脉搏波采样单元,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步采样,获得连续的数字信号;
控制单元,用于发出控制信号,调节传感器驱动和信号转换单元的驱动信号,以及脉搏波检测单元输出信号的直流电平和放大倍数。
2. 根据权利要求1所述的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述传感器驱动和信号转换单元包括:
发光管驱动单元,用于根据人体测量部位提供对应的电流给发光管;
受光管驱动和检测单元,用于给受光管提供反向偏置电压,并将受光管的输出信号转换为电压信号;
信号转换单元,用于滤去电压信号中的反向偏置电压。
3. 根据权利要求2所述的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述受光管驱动和检测单元包括运算放大器U1A和运算放大器U1B;运算放大器U1A的同向输入端连接+2.5V电源,运算放大器U1B的同向输入端连接-2.5V电源;所述受光管串联在运算放大器U1A的反向输入端和运算放大器U1B的反向输入端之间;运算放大器U1A的反向输入端通过数字电位器R4连接至其输出端,运算放大器U1B的反向输入端通过数字电位器R3连接至其输出端。
4. 根据权利要求2所述的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述信号转换单元包括第一加法器和第二加法器;第一加法器包括运算放大器U2A,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R7连接-2.5V电源,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R11连接至其输出端,运算放大器U2A的反向输入端连接至运算放大器U1A的输出端,运算放大器U2A的同向输入端接地;第二加法器包括运算放大器U2B,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R8连接+2.5V电源,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R12连接至其输出端,运算放大器U2B的反向输入端连接至运算放大器U1B的输出端,运算放大器U2B的同向输入端接地。
5. 根据权利要求1所述的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述脉搏波检测单元包括:
差分放大单元,用于对脉搏波电压信号进行放大,消除共模干扰;
带通滤波单元,用于对脉搏波电压信号进行宽频带滤波;
增益调节单元,用于调节放大倍数。
6. 根据权利要求5所述的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述差分放大单元包括运算放大器U3A,运算放大器U3A的反向输入端连接至运算放大器U2A的输出端,运算放大器U3A的同向输入端连接至运算放大器U2B的输出端,运算放大器U3A的输出端通过电阻R17连接至控制单元的输入端,运算放大器U3A的输出端作为差分放大单元的输出端。
7. 根据权利要求5所述的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述带通

滤波单元包括高通滤波器和低通滤波器,频带为0.1~30Hz。

8.根据权利要求5所述的高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置,其特征在于,所述增益调节单元包括运算放大器U4A,运算放大器U4A的反向输入端通过数字电位器R21连接至差分放大单元的输出端;运算放大器U4A的同向输入端接地,运算放大器U4A的反向输入端通过低通滤波器连接至其输出端。

一种高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置

技术领域

[0001] 本实用新型涉及动脉血压测量技术领域,具体涉及一种高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置。

背景技术

[0002] 动脉血压是反映循环系统状态、评估器官灌注的主要指标之一,是围手术期监护的重要生命体征参数。目前围术期常用的血压监测方法可以分为有创测量和无创测量。有创测量是指将专用管道置入机体的循环系统内,通过转换器将机械势能转化为电子信号后在监护设备上实时显示血压变化的技术。有创测量方法可以连续、准确地测量每搏血压,但其可能造成的危险与伤害也不容忽视。无创测量常用的方法是袖带示波法,这种操作简单且精确度已得到临床认可,被广泛用于健康体检和围术期监护。但是,袖带示波法只能每隔3-5 分钟间断地测量血压,无法实时跟踪动脉血压的变化。

[0003] 为此,医学界提出了连续无创测量每搏血压的要求。在现有的各种技术方案中,利用脉搏波传播时间/速度(PTT/PWV)连续无创测量每搏血压的方法逐渐成为研究的热点。该测量方法通过一个或多个光电传感器和一组心电电极同步获得容积脉搏波(PhotoPlethysmoGraphy PPG)和心电信号(ECG),利用PPG 与ECG之间的时间差或两个PPG之间的时间差计算出PTT/PWV;探索PTT/PWV 与血压之间的函数关系并建立数学模型,利用可测量的PTT/PWV来估算血压。很多学术论文报道了利用PTT/PWV连续无创测量每搏血压的原理,例如Yan Chen,Changyun Wen,Guocai Tao,Min Bi,and Guoqi Li《A Novel Modeling Methodology of the Relationship Between Blood Pressure and Pulse Wave Velocity》;Yan Chen,Changyun Wen,Guocai Tao and Min Bi《Continuous and Noninvasive Measurement of Systolic and Diastolic Blood Pressure by One Mathematical Model with the Same Model Parameters and Two Separate Pulse Wave Velocities》;Younhee Choi,Qiao Zhang,Seokbum Ko《Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time and Hilbert-Huang transform》;Zheng Y,Poon CC,Yan BP,Lau JY《Pulse Arrival Time Based Cuff-Less and 24-H Wearable Blood Pressure Monitoring and its Diagnostic Value in Hypertension》;Mukkamala R,Hahn JO,Inan OT,Mestha LK,Kim CS,Töreyn H,Kyal S《Toward Ubiquitous Blood Pressure Monitoring via Pulse Transit Time:Theory and Practice》。很多专利公开了利用PTT/PWV连续无创测量每搏血压的具体实施方法或装置,例如中国专利CN101229058A、CN102811659A、CN1127939C,美国专利5865755、5857975、5649543、9364158和欧洲专利0413267等。

[0004] 为此申请人提出了一种具备自适应校准功能的高准确度连续无创血压测量装置,采用光电传感器在耳朵和脚趾处检测脉搏波,并从两道脉搏波上识别与收缩压相关和与舒张压相关的传播时间PTT,根据脉搏波的形态变化提取多种变量来实时识别和自适应校正PTT的各种异常变化;结合现有数学模型能够在复杂的临床条件下连续、准确地测量血压,

无须依靠常规方法如袖带示波法来定标和反复校准。但是在实现上述装置的同时,申请人还需要考虑如何设计高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,用于在弱灌注情况下获得高质量且形态保真的脉搏波信号。

[0005] 现有方法通常采用传统的血氧饱和度仪的检测装置来检测脉搏波。这类检测装置仅给传感器中的发光管提供驱动信号,不给受光管提供驱动信号,这是因为血氧饱和度仪的测量部位通常是指甲盖,该部位的脉搏信号较强,这样的设计能够满足临床要求。但是对于脉搏信号较弱的人体部位如脚趾,这类传感器的灵敏度不够高,导致检测到的脉搏波中干扰较大,波形质量不好,不适合用于研究脉搏波形态变化的规律,同时也使得识别PTT的误差增大。此外,传统的检测装置一般采用0.5~12Hz的窄频带滤波器来强行滤去高频和低频干扰,导致检测到的脉搏波形态失真,这对于不关注脉搏波形态的血氧饱和度仪是可行的,但是不适合用于研究脉搏波形态变化的规律。

实用新型内容

[0006] 针对现有技术中的缺陷,本实用新型提供一种高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,用于在弱灌注情况下获得高质量且形态保真的脉搏波信号。

[0007] 一种高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,包括:

[0008] 光电传感器,分别设置在耳朵和脚趾处,检测耳朵和脚趾处的脉搏波信号;

[0009] 传感器驱动和信号转换单元,用于给光电传感器的发光管和受光管提供驱动信号,并将受光管的输出信号转换为电压信号;

[0010] 脉搏波检测单元,用于对电压信号进行滤波和放大;

[0011] 脉搏波采样单元,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步采样,获得连续的数字信号;

[0012] 控制单元,用于发出控制信号,调节传感器驱动和信号转换单元的驱动信号,以及脉搏波检测单元输出信号的直流电平和放大倍数。

[0013] 优选地,所述传感器驱动和信号转换单元包括:

[0014] 发光管驱动单元,用于根据人体测量部位提供对应的电流给发光管;

[0015] 受光管驱动和检测单元,用于给受光管提供反向偏置电压,并将受光管的输出信号转换为电压信号;

[0016] 信号转换单元,用于滤去电压信号中的反向偏置电压。

[0017] 优选地,所述受光管驱动和检测单元包括运算放大器U1A和运算放大器U1B;运算放大器U1A的同向输入端连接+2.5V电源,运算放大器U1B的同向输入端连接-2.5V电源;所述受光管串联在运算放大器U1A的反向输入端和运算放大器U1B的反向输入端之间;运算放大器U1A的反向输入端通过数字电位器R4连接至其输出端,运算放大器U1B的反向输入端通过数字电位器R3连接至其输出端。

[0018] 优选地,所述信号转换单元包括第一加法器和第二加法器;第一加法器包括运算放大器U2A,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R7连接-2.5V电源,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R11连接至其输出端,运算放大器U2A的反向输入端连接至运算放大器U1A的输出端,运算放大器U2A的同向输入端接地;第二加法器包括运算放大器U2B,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R8连接+2.5V电源,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻

R12连接至其输出端,运算放大器U2B的反向输入端连接至运算放大器U1B的输出端,运算放大器U2B的同向输入端接地。

[0019] 优选地,所述脉搏波检测单元包括:

[0020] 差分放大单元,用于对脉搏波电压信号进行放大,消除共模干扰;

[0021] 带通滤波单元,用于对脉搏波电压信号进行宽频带滤波;

[0022] 增益调节单元,用于调节放大倍数。

[0023] 优选地,所述差分放大单元包括运算放大器U3A,运算放大器U3A的反向输入端连接至运算放大器U2A的输出端,运算放大器U3A的同向输入端连接至运算放大器U2B的输出端,运算放大器U3A的输出端通过电阻R17连接至控制单元的输入口,运算放大器U3A的输出端作为差分放大单元的输出端。

[0024] 优选地,所述带通滤波单元包括高通滤波器和低通滤波器,频带为0.1~30Hz。

[0025] 优选地,所述增益调节单元包括运算放大器U4A,运算放大器U4A的反向输入端通过数字电位器R21连接至差分放大单元的输出端;运算放大器U4A的同向输入端接地,运算放大器U4A的反向输入端通过低通滤波器连接至其输出端。

[0026] 由上述技术方案可知,本实用新型公开的高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置,提供反向偏置电压给受光管,有两个优势:①提高了受光管的灵敏度,有利于检测较弱的脉搏波信号;②提高了受光管输出的稳定性,当需要调节其负载电阻(数字电位器R3和R4)来适应不同的病人或复杂的临床环境时,反向偏置电压为受光管提供足够的驱动能力来维持输出电流的稳定,使得运算放大器U1A和U1B的输出电压与R3和R4的电阻值呈线性变化,有助于获得最适合的输出电压,提高脉搏波信号的信噪比,适用于在弱灌注情况下获得高质量的脉搏波信号。此外,该装置采用宽频带滤波器,确保脉搏波形态不失真,有利于研究脉搏波形态变化的规律,为实现自适应校准功能奠定了基础。

附图说明

[0027] 为了更清楚地说明本实用新型具体实施方式或现有技术中的技术方案,下面将对具体实施方式或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。在所有附图中,类似的元件或部分一般由类似的附图标记标识。附图中,各元件或部分并不一定按照实际的比例绘制。

[0028] 图1为高灵敏度、高稳定性的脉搏波检测装置的框图。

[0029] 图2为受光管驱动和检测单元的电路图。

[0030] 图3为信号转换单元的电路图。

[0031] 图4为差分放大单元的电路图。

[0032] 图5为增益调节单元的电路图。

具体实施方式

[0033] 下面将对本实用新型技术方案的实施例进行详细的描述。以下实施例仅用于更加清楚地说明本实用新型的技术方案,因此只是作为示例,而不能以此来限制本实用新型的保护范围。

[0034] 实施例:

[0035] 高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置,如图1所示,包括一对光电传感器、传感器驱动和信号转换单元12和13、脉搏波检测单元14和15、脉搏波采样单元16和控制单元11。

[0036] 所述光电传感器,分别设置在耳朵和脚趾处,用于检测耳朵和脚趾处的脉搏波信号。

[0037] 所述传感器驱动和信号转换单元12和13,用于给检测耳朵和脚趾处脉搏波的传感器的发光管和受光管提供驱动信号,并且根据控制单元11的控制信号将受光管的输出信号转换为适合临床条件下检测脉搏波的电压信号。本实施例中,优选地,所述传感器驱动和信号转换单元12和13包括发光管驱动单元121和131、受光管驱动和检测单元122和132、信号转换单元123和133。所述发光管驱动单元121和131,用于根据耳朵和脚趾的部位不同分别提供适合的电流给发光管。所述受光管驱动和检测单元122和132的驱动功能是提供反向偏置电压给受光管,反向偏置电压由测量电路产生,提高受光管的灵敏度和稳定性,测量电路在检测受光管输出信号的同时给受光管提供反向偏置电压。所述受光管驱动和检测单元122和132的检测功能是,根据控制单元11的控制信号,将受光管输出的电流信号转换为可调节的电压信号。所述信号转换单元123和133,用于从电压信号中滤去反向偏置电压,避免后级放大器饱和。

[0038] 如图2所示,所述受光管驱动和检测单元包括运算放大器U1A和运算放大器U1B;运算放大器U1A的同向输入端连接+2.5V电源,运算放大器U1B的同向输入端连接-2.5V电源;所述受光管串联在运算放大器U1A的反向输入端和运算放大器U1B的反向输入端之间;运算放大器U1A的反向输入端通过数字电位器R4连接至其输出端,运算放大器U1B的反向输入端通过数字电位器R3连接至其输出端。运算放大器U1A和U1B的同向输入端分别连接+2.5V和-2.5V电压;其反向输入端连接受光管D1,因此D1两端施加了5V反向偏置电压;受光管D1输出的电流信号通过可调节的数字电位器R3和R4,在U1A和U1B的输出端转换为可调节的电压信号 I/V_P 和 I/V_N ,数字电位器R3和R4的电阻值由控制单元11的控制信号来调节。

[0039] 如图3所示,所述信号转换单元包括第一加法器和第二加法器;第一加法器包括运算放大器U2A,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R7连接-2.5V电源,运算放大器U2A的反向输入端通过电阻R11连接至其输出端,运算放大器U2A的反向输入端连接至运算放大器U1A的输出端,运算放大器U2A的同向输入端接地;第二加法器包括运算放大器U2B,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R8连接+2.5V电源,运算放大器U2B的反向输入端通过电阻R12连接至其输出端,运算放大器U2B的反向输入端连接至运算放大器U1B的输出端,运算放大器U2B的同向输入端接地。所述运算放大器U2A和U2B构成加法器,两个加法器的输入电阻R7和R8分别连接-2.5V和+2.5V电压,用于从电压信号 I/V_P 和 I/V_N 中减去其包含的反向偏置电压。

[0040] 所述脉搏波检测单元14和15,用于对脉搏波电压信号进行滤波和放大。本实施例中,优选地,所述脉搏波检测单元14和15包括差分放大单元141和151、带通滤波单元142和152、增益调节单元143和153。所述差分放大单元141和151,用于对脉搏波电压信号进行放大,消除共模干扰。所述带通滤波单元142和152,用于对脉搏波电压信号进行宽频带滤波,保障脉搏波形态不失真,频带为0.1~30Hz。所述增益调节单元143和153,用于根据控制单元11的控制信号调节放大倍数,适应临床条件下脉搏波幅度的变化。

[0041] 如图4所示,所述差分放大单元包括运算放大器U3A,运算放大器U3A的反向输入端

连接至运算放大器U2A的输出端,运算放大器U3A的同向输入端连接至运算放大器U2B的输出端,运算放大器U3A的输出端通过电阻R17连接至控制单元的输入口,运算放大器U3A的输出端作为差分放大单元的输出端。所述运算放大器U3A构成差分放大器,用于消除共模干扰;控制单元11通过电阻 R17检测U3A的输出电压DIFF_OUT,判断其大小并发出控制信号来调节数字电位器R3和R4,即调节电压I/V_P和I/V_N的大小来控制受光管D1输出信号中的直流分量,使其保持在适合的范围内。

[0042] 所述带通滤波单元包括高通滤波器和低通滤波器。所述电容C3和电阻R19 及C5和R25构成高通滤波器;电容C4和电阻R23构成低通滤波器,频带为0.1~ 30Hz,确保脉搏波的形态不失真。

[0043] 如图5所示,所述增益调节单元包括运算放大器U4A,运算放大器U4A的反向输入端通过数字电位器R21连接至差分放大单元的输出端;运算放大器U4A 的同向输入端接地,运算放大器U4A的反向输入端通过低通滤波器连接至其输出端。所述运算放大器U4A通过可调节的数字电位器R21来调节放大倍数,调节输出电压AMP_OUT的大小;数字电位器R21的电阻值由控制单元11的控制信号来控制。所述运算放大器U4B的输出电压EER_SIG_OUT为脉搏波信号,供A/D 转换器采样;控制单元11通过判断脉搏波幅度的大小来调节数字电位器R21,控制脉搏波幅度在适合的范围内。

[0044] 所述脉搏波采样单元16,用于对经过脉搏波检测单元处理的两路信号进行同步采样,获得连续的数字信号。

[0045] 所述控制单元11,用于发出控制信号,使各功能单元协调工作,包括:运用负反馈控制原理,根据差分放大单元141和151输出信号的大小发出控制信号来调节受光管驱动和检测单元122和132输出信号中的直流电平;根据脉搏波检测单元14和15输出的脉搏波幅度大小发出控制信号来控制增益调节单元 143和153的放大倍数。

[0046] 所述控制单元11和脉搏波采样单元16的功能由单片计算机和软件来实现。

[0047] 本实用新型提供的高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置,提供反向偏置电压给受光管,提高受光管的灵敏度和稳定性,检测到的脉搏波信噪比高,波形质量好;采用宽频带滤波器来确保脉搏波形态不失真;采用这些技术可以在弱灌注情况下获得高质量且形态保真的脉搏波信号,有利于研究脉搏波形态变化的规律。

[0048] 这里,要说明的是,本实用新型涉及的功能、算法、方法等仅仅是现有技术的常规适应性应用。因此,本实用新型对于现有技术的改进,实质在于硬件之间的连接关系,而非针对功能、算法、方法本身,也即本实用新型虽然涉及一点功能、算法、方法,但并不包含对功能、算法、方法本身提出的改进。本实用新型对于功能、算法、方法的描述,是为了更好的说明本实用新型,以便更好的理解本实用新型。此外,本实用新型没有对一些现有的技术措施进行详细描述,是为了突出本实用新型的重点和特点。

[0049] 最后应说明的是:以上各实施例仅用以说明本实用新型的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述各实施例对本实用新型进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分或者全部技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本实用新型各实施例技术方案的范围,其均应涵盖在本实用新型的权利要求和说明书的范围当中。

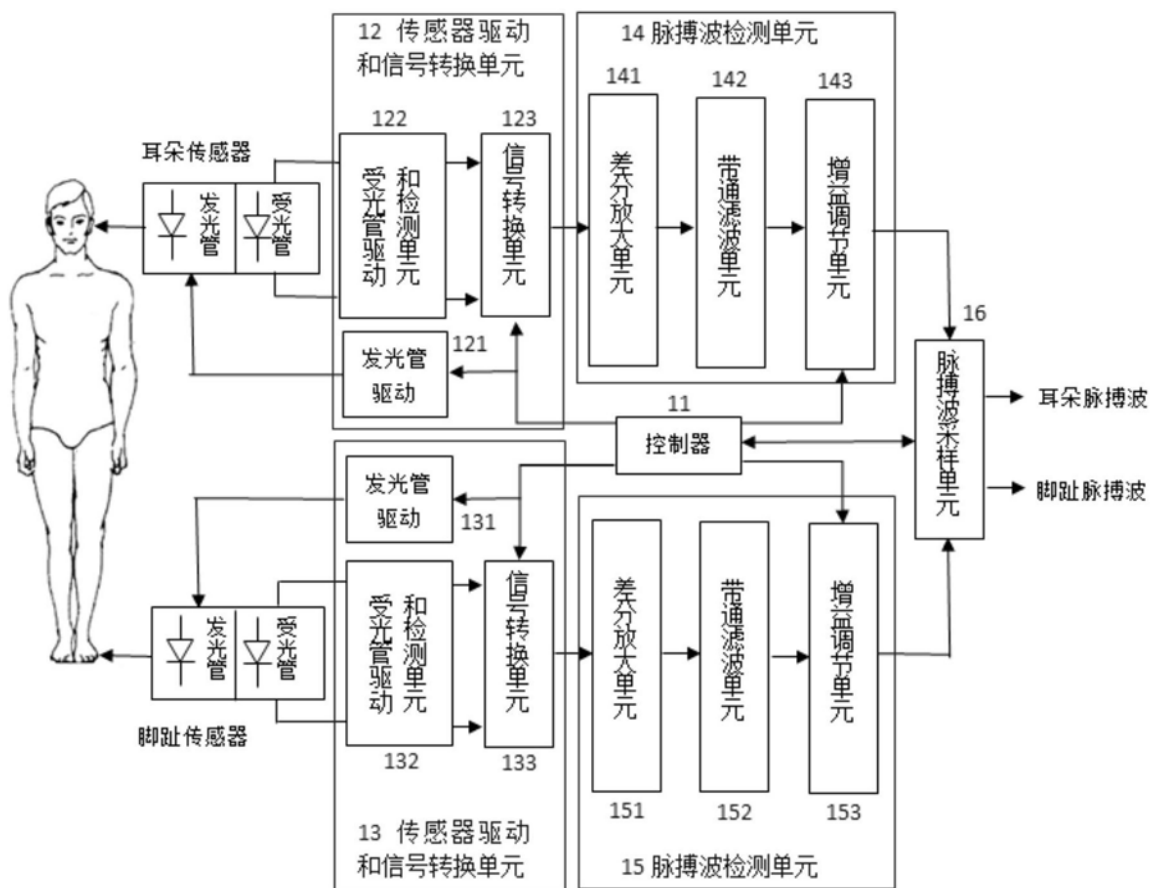


图1

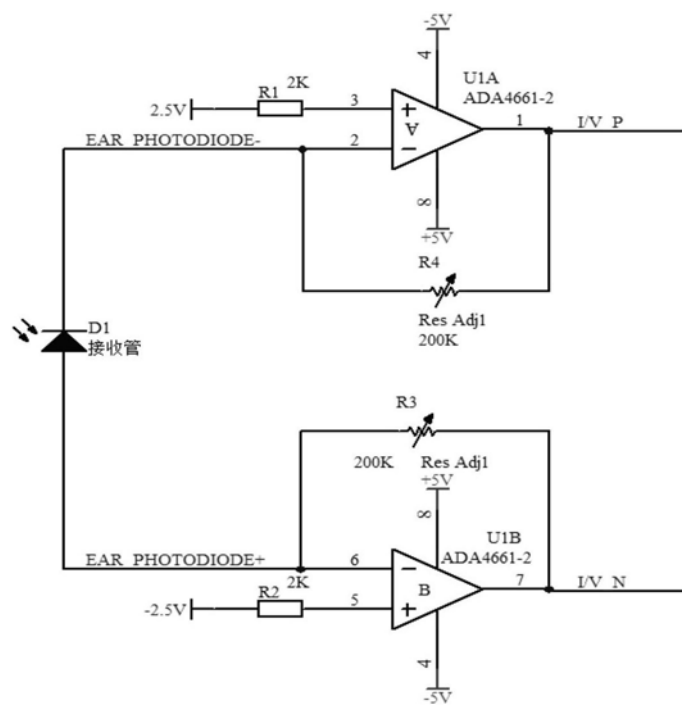


图2

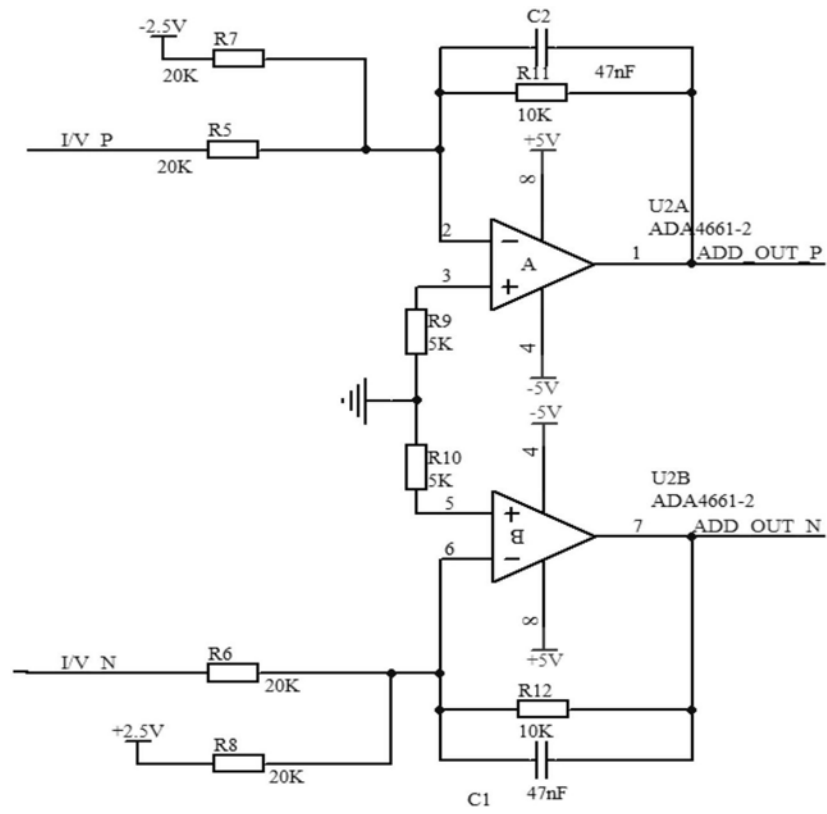


图3

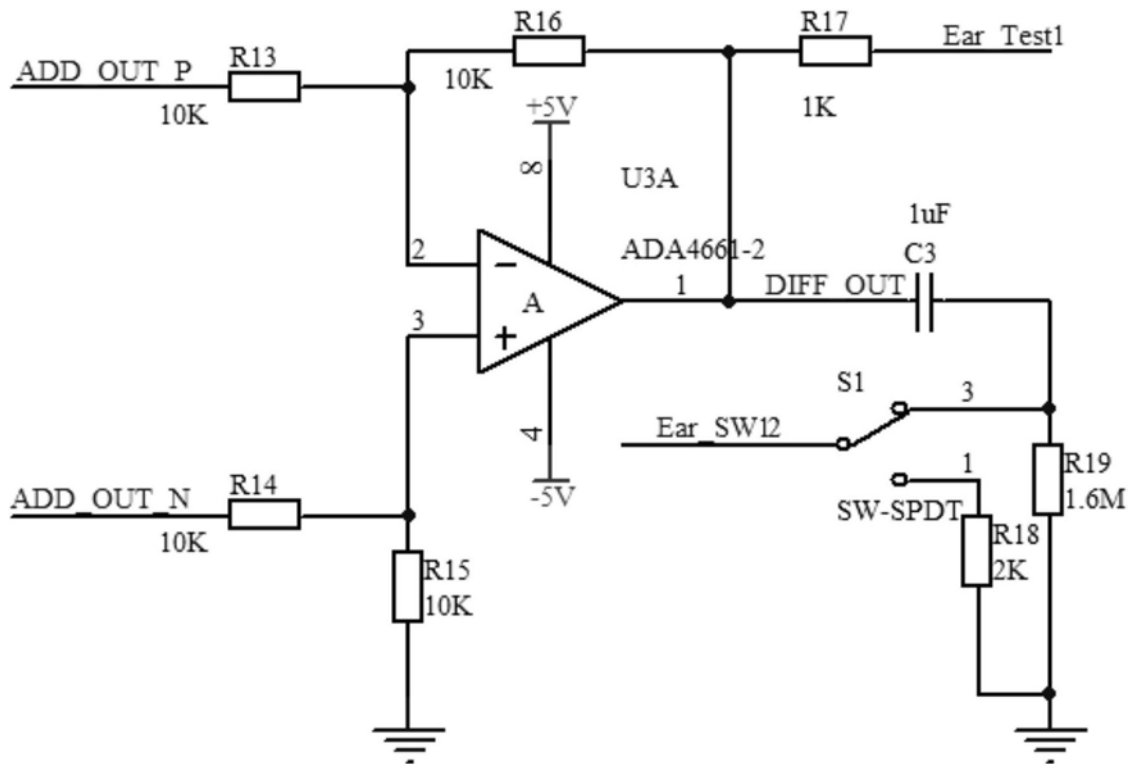


图4

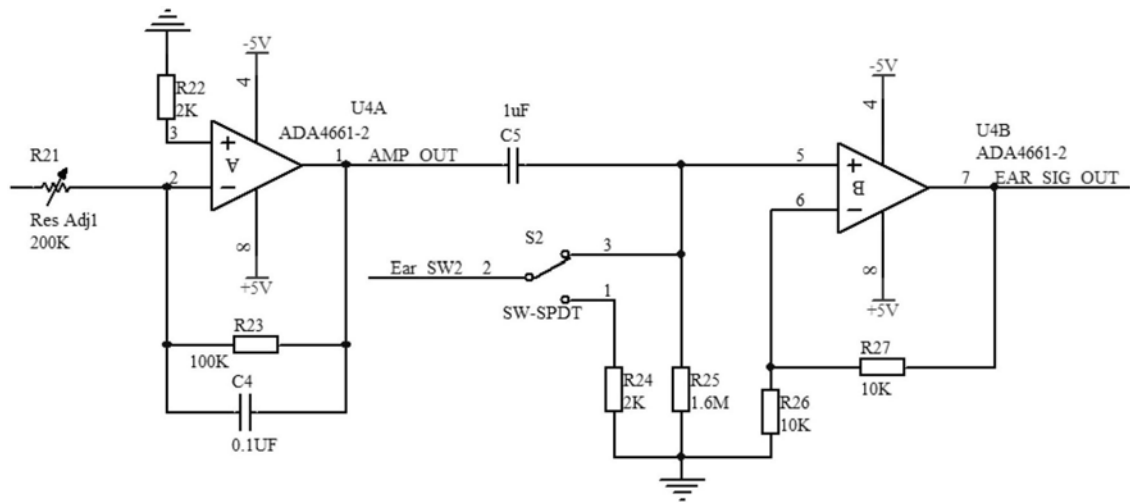


图5

专利名称(译)	一种高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置		
公开(公告)号	CN206934095U	公开(公告)日	2018-01-30
申请号	CN201720076827.X	申请日	2017-01-19
申请(专利权)人(译)	陈妍		
当前申请(专利权)人(译)	陈妍		
[标]发明人	陈妍 陈瑜 刘元起 何宗奎 刘洋 张伟		
发明人	陈妍 陈瑜 刘元起 何宗奎 刘洋 张伟		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/021 A61B5/00		
代理人(译)	安娜		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型属于动脉血压测量技术领域。本实用新型提供高灵敏度高稳定性的脉搏波检测装置，包括：光电传感器，用于检测耳朵和脚趾处的脉搏波信号；传感器驱动和信号转换单元，用于驱动光电传感器的发光管，并提供反向偏置电压给受光管，增强了受光管的灵敏度和稳定性，同时将受光管的输出信号转换为脉搏波电压信号；脉搏波检测单元，采用宽频带滤波器对脉搏波电压信号进行滤波和放大，确保脉搏波形态不失真；脉搏波采样单元，用于对两路脉搏波信号进行同步采样，获得连续的数字信号；控制单元，用于发出控制信号，使各功能单元协调工作。该装置能够检测到极其微弱的脉搏波并提高检测信号的波形质量，有利于在弱灌注时获得脉搏波信号。

