



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110464322 A

(43)申请公布日 2019. 11. 19

(21)申请号 201910913271.9

(22)申请日 2019.09.25

(71)申请人 宁波智能装备研究院有限公司

地址 315000 浙江省宁波市镇海区庄市街道光明路189号

(72)发明人 于兴虎 洪源铎 潘慧慧 林伟阳

(74)专利代理机构 哈尔滨市松花江专利商标事务所 23109

代理人 毕雅凤

(51) Int. Cl.

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

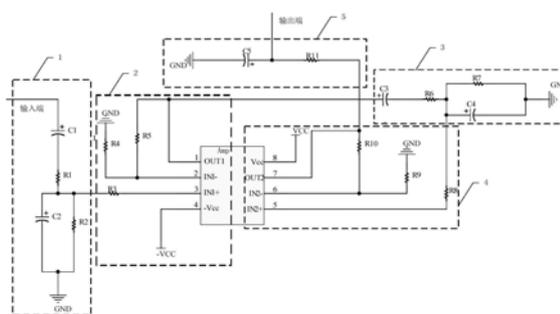
权利要求书1页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

一种高灵敏度的脉搏血压测量电路

(57)摘要

一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,涉及脉搏血压测量领域,为了解决现有脉搏血压测量电路的灵敏度偏低的问题。第一文氏选频电路用于对输入的血压信号进行第一次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第一反向比例放大器;第一反向比例放大器用于对输入信号进行第一次放大,然后发送给第二文氏选频电路;第二文氏选频电路用于对输入信号进行第二次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第二反向比例放大器;第二反向比例放大器用于对输入信号进行第二次放大,然后发送给一阶低通滤波器;一阶低通滤波器用于滤除噪声,得到脉搏血压信号。本发明适用于测量脉搏血压。



1. 一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,其特征在于,包括第一文氏选频电路(1)、第一反向比例放大器(2)、第二文氏选频电路(3)、第二反向比例放大器(4)和一阶低通滤波器(5);

第一文氏选频电路(1),用于对输入的血压信号进行第一次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第一反向比例放大器(2);

第一反向比例放大器(2),用于对输入信号进行第一次放大,然后发送给第二文氏选频电路(3);

第二文氏选频电路(3),用于对输入信号进行第二次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第二反向比例放大器(4);

第二反向比例放大器(4),用于对输入信号进行第二次放大,然后发送给一阶低通滤波器(5);

一阶低通滤波器(5),用于滤除噪声,得到脉搏血压信号。

2. 根据权利要求1所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,其特征在于,所述第一文氏选频电路(1)包括有极电容C1、有极电容C2、电阻R1和电阻R2;

有极电容C1的正极作为第一文氏选频电路(1)的输入端,有极电容C1的负极连接电阻R1的一端,电阻R1的另一端同时连接有极电容C2的正极和电阻R2的一端,并作为第一文氏选频电路(1)的输出端,电容C2的负极和电阻R2的另一端同时接电源地。

3. 根据权利要求1或2所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,其特征在于,所述第一反向比例放大器(2)包括电阻R3至电阻R5和第一放大器;

电阻R3的一端作为第一反向比例放大器(2)的输入端,电阻R3的另一端连接第一放大器的同向输入端,第一放大器的反向输入端同时连接电阻R4的一端和电阻R5的一端,电阻R4的另一端接电源地,电阻R5的另一端和第一放大器的输出端连接,并作为第一反向比例放大器(2)的输出端。

4. 根据权利要求1所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,其特征在于,所述第二文氏选频电路(3)包括有极电容C3、有极电容C4、电阻R6和电阻R7;

有极电容C3的正极作为第二文氏选频电路(3)的输入端,有极电容C3的负极连接电阻R6的一端,电阻R6的另一端同时连接有极电容C4的正极和电阻R7的一端,并作为第二文氏选频电路(3)的输出端,电容C4的负极和电阻R7的另一端同时接电源地。

5. 根据权利要求1或4所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,其特征在于,所述第二反向比例放大器(4)包括电阻R8至电阻R10和第二放大器;

电阻R8的一端作为第二反向比例放大器(4)的输入端,电阻R8的另一端连接第二放大器的同向输入端,第二放大器的反向输入端同时连接电阻R9的一端和电阻R10的一端,电阻R9的另一端接电源地,电阻R10的另一端和第二放大器的输出端连接,并作为第二反向比例放大器(4)的输出端。

6. 根据权利要求1所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,其特征在于,所述一阶低通滤波器(5)包括电阻R11和有极电容C5;

电阻R11的一端作为一阶低通滤波器(5)的输入端,电阻R11的另一端作为一阶低通滤波器(5)的输出端,同时连接有极电容C5的正极,电容C5的负极接电源地。

一种高灵敏度的脉搏血压测量电路

技术领域

[0001] 本发明涉及脉搏血压测量领域。

背景技术

[0002] 现阶段一些高精度的脉搏血压测量装置大多采用内部集成脉搏血压测量电路的专用芯片。这类芯片往往具有较高的成本,而且必须使用与其配套的开发环境与语言,增加了产品研发的成本和难度。采用自主设计的外部电路往往具有测量误差较大和灵敏度较低的问题,目前现有技术通过算法的改进可以在一定程度上提高测量的准确性,但是灵敏度往往取决于电路的性能,而现有脉搏血压测量电路的灵敏度偏低。

发明内容

[0003] 本发明的目的是为了解决现有脉搏血压测量电路的灵敏度偏低的问题,从而提供一种高灵敏度的脉搏血压测量电路。

[0004] 本发明所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,本发明的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,包括第一文氏选频电路1、第一反向比例放大器2、第二文氏选频电路3、第二反向比例放大器4和一阶低通滤波器5;

[0005] 第一文氏选频电路1,用于对输入的血压信号进行第一次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第一反向比例放大器2;

[0006] 第一反向比例放大器2,用于对输入信号进行第一次放大,然后发送给第二文氏选频电路3;

[0007] 第二文氏选频电路3,用于对输入信号进行第二次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第二反向比例放大器4;

[0008] 第二反向比例放大器4,用于对输入信号进行第二次放大,然后发送给一阶低通滤波器5;

[0009] 一阶低通滤波器5,用于滤除噪声,得到脉搏血压信号。

[0010] 优选的是,第一文氏选频电路1包括有极电容C1、有极电容C2、电阻R1和电阻R2;

[0011] 有极电容C1的正极作为第一文氏选频电路1的输入端,有极电容C1的负极连接电阻R1的一端,电阻R1的另一端同时连接有极电容C2的正极和电阻R2的一端,并作为第一文氏选频电路1的输出端,电容C2的负极和电阻R2的另一端同时接电源地。

[0012] 优选的是,第一反向比例放大器2包括电阻R3至电阻R5和第一放大器;

[0013] 电阻R3的一端作为第一反向比例放大器2的输入端,电阻R3的另一端连接第一放大器的同向输入端,第一放大器的反向输入端同时连接电阻R4的一端和电阻R5的一端,电阻R4的另一端接电源地,电阻R5的另一端和第一放大器的输出端连接,并作为第一反向比例放大器2的输出端。

[0014] 优选的是,第二文氏选频电路3包括有极电容C3、有极电容C4、电阻R6和电阻R7;

[0015] 有极电容C3的正极作为第二文氏选频电路3的输入端,有极电容C3的负极连接电

阻R6的一端,电阻R6的另一端同时连接有极电容C4的正极和电阻R7的一端,并作为第二文氏选频电路3的输出端,电容C4的负极和电阻R7的另一端同时接电源地。

[0016] 优选的是,第二反向比例放大器4包括电阻R8至电阻R10和第二放大器;

[0017] 电阻R8的一端作为第二反向比例放大器4的输入端,电阻R8的另一端连接第二放大器的同向输入端,第二放大器的反向输入端同时连接电阻R9的一端和电阻R10的一端,电阻R9的另一端接电源地,电阻R10的另一端和第二放大器的输出端连接,并作为第二反向比例放大器4的输出端。

[0018] 优选的是,一阶低通滤波器5包括电阻R11和有极电容C5;

[0019] 电阻R11的一端作为一阶低通滤波器5的输入端,电阻R11的另一端作为一阶低通滤波器5的输出端,同时连接有极电容C5的正极,电容C5的负极接电源地。

[0020] 本发明的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,该电路具有结构简单、成本低、灵敏度高的特点。搭配现有技术的算法可以在10KPa到30KPa的压力范围内实现脉搏的准确测量。测量时将气囊绑在手臂或者小腿处,在穿着一定厚度衣物的情况下也可以实现脉搏的准确测量。

附图说明

[0021] 图1是具体实施方式所述的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路的原理图。

具体实施方式

[0022] 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作出创造性劳动的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。

[0023] 需要说明的是,在不冲突的情况下,本发明中的实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0024] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明,但不作为本发明的限定。

[0025] 本实施方式的一种高灵敏度的脉搏血压测量电路,包括第一文氏选频电路1、第一反向比例放大器2、第二文氏选频电路3、第二反向比例放大器4和一阶低通滤波器5;

[0026] 第一文氏选频电路1,用于对输入的血压信号进行第一次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第一反向比例放大器2;

[0027] 第一反向比例放大器2,用于对输入信号进行第一次放大,然后发送给第二文氏选频电路3;

[0028] 第二文氏选频电路3,用于对输入信号进行第二次滤波,滤出脉搏血压信号,然后发送给第二反向比例放大器4;

[0029] 第二反向比例放大器4,用于对输入信号进行第二次放大,然后发送给一阶低通滤波器5;

[0030] 一阶低通滤波器5,用于滤除噪声,得到脉搏血压信号。

[0031] 本实施采用文氏选频电路进行脉搏的测量,用简单的电路就得到了较高的灵敏度,实现了更加精准的测量。

[0032] 本实施方式中,第一文氏选频电路1包括有极电容C1、有极电容C2、电阻R1和电阻R2;

[0033] 有极电容C1的正极作为第一文氏选频电路1的输入端,有极电容C1的负极连接电阻R1的一端,电阻R1的另一端同时连接有极电容C2的正极和电阻R2的一端,并作为第一文氏选频电路1的输出端,电容C2的负极和电阻R2的另一端同时接电源地。

[0034] 本实施方式中,第一反向比例放大器2包括电阻R3至电阻R5和第一放大器;

[0035] 电阻R3的一端作为第一反向比例放大器2的输入端,电阻R3的另一端连接第一放大器的同向输入端,第一放大器的反向输入端同时连接电阻R4的一端和电阻R5的一端,电阻R4的另一端接电源地,电阻R5的另一端和第一放大器的输出端连接,并作为第一反向比例放大器2的输出端。

[0036] 本实施方式中,第二文氏选频电路3包括有极电容C3、有极电容C4、电阻R6和电阻R7;

[0037] 有极电容C3的正极作为第二文氏选频电路3的输入端,有极电容C3的负极连接电阻R6的一端,电阻R6的另一端同时连接有极电容C4的正极和电阻R7的一端,并作为第二文氏选频电路3的输出端,电容C4的负极和电阻R7的另一端同时接电源地。

[0038] 本实施方式中,第二反向比例放大器4包括电阻R8至电阻R10和第二放大器;

[0039] 电阻R8的一端作为第二反向比例放大器4的输入端,电阻R8的另一端连接第二放大器的同向输入端,第二放大器的反向输入端同时连接电阻R9的一端和电阻R10的一端,电阻R9的另一端接电源地,电阻R10的另一端和第二放大器的输出端连接,并作为第二反向比例放大器4的输出端。

[0040] 第一放大器和第二放大器采用2个放大器芯片实现,2个放大器芯片集成在一个放大器Amp上。

[0041] 本实施方式中,一阶低通滤波器5包括电阻R11和有极电容C5;

[0042] 电阻R11的一端作为一阶低通滤波器5的输入端,电阻R11的另一端作为一阶低通滤波器5的输出端,同时连接有极电容C5的正极,电容C5的负极接电源地。

[0043] 采用本实施方式的电路搭配51单片机,即将本实施方式的电路输出的模拟信号表征的脉搏血压信号输入给51单片机的AD转换模块,可以实现对脉搏波形的精确测量,在袖带气压在10Kpa到30Kpa的范围内都可以检测出脉搏的峰值,在袖带内气压大于20Kpa时还可以检测出脉搏的次波,如果AD转换模块的精度足够高,则可以进行更加复杂的数据处理。

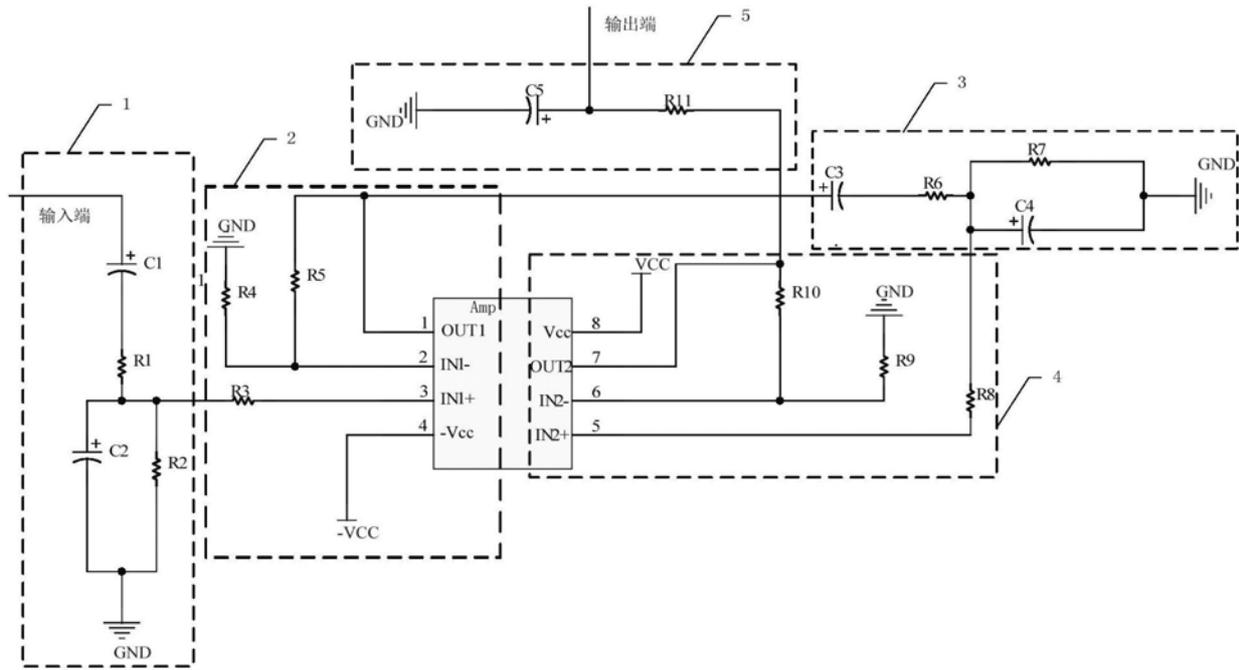


图1

专利名称(译)	一种高灵敏度的脉搏血压测量电路		
公开(公告)号	CN110464322A	公开(公告)日	2019-11-19
申请号	CN201910913271.9	申请日	2019-09-25
[标]发明人	于兴虎 洪源铎 潘慧慧 林伟阳		
发明人	于兴虎 洪源铎 潘慧慧 林伟阳		
IPC分类号	A61B5/021 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种高灵敏度的脉搏血压测量电路，涉及脉搏血压测量领域，为了解决现有脉搏血压测量电路的灵敏度偏低的问题。第一文氏选频电路用于对输入的血压信号进行第一次滤波，滤出脉搏血压信号，然后发送给第一反向比例放大器；第一反向比例放大器用于对输入信号进行第一次放大，然后发送给第二文氏选频电路；第二文氏选频电路用于对输入信号进行第二次滤波，滤出脉搏血压信号，然后发送给第二反向比例放大器；第二反向比例放大器用于对输入信号进行第二次放大，然后发送给一阶低通滤波器；一阶低通滤波器用于滤除噪声，得到脉搏血压信号。本发明适用于测量脉搏血压。

