(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106343971 A
(43)申请公布日 2017.01.25

(21)申请号 201610905845.4

(22)申请日 2016.10.18

(71)申请人 天津工业大学
地址 300387 天津市西青区宾水西道399号

(72)发明人 陈力颖 任洪宇 王焱 胡雄伟

(51)Int.Cl.
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/1455(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

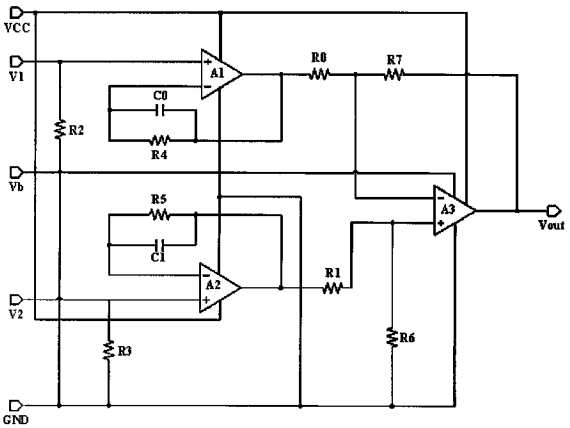
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

测量脉搏和血氧饱和度的电路系统

(57)摘要

本发明公开了一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统，涉及模拟集成电路设计领域，该电路系统包括：前置差分放大电路、抑制基漂电路、低通滤波电路、高通滤波电路、二级交流放大电路及电源管理模块。本发明采用反射式血氧传感器探头进行脉搏血氧信号的采集，把采集到的生理信号送入研究的电路系统进行处理。利用UMC-18-CMOS 1P6M的工艺设计运放，然后搭建放大、滤波电路，以实现对所采集到的脉搏血氧信号的放大滤波，最后得到脉搏波的直流量和交流量。同时减少了信号损失、占用空间，增加了可靠性和稳定性。



CN 106343971 A

1.一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统，其特征在于：所述测量脉搏和血氧饱和度的电路系统包括前置差分放大电路、抑制基漂电路、低通滤波电路、高通滤波电路、二级交流放大电路及电源管理模块，采用反射式血氧传感器探头进行脉搏血氧信号的采集，把采集到的生理信号送入研究的电路系统进行处理，利用UMC-18-CMOS 1P6M的工艺设计运放，然后搭建放大、滤波电路，以实现对所采集到的脉搏血氧信号的放大滤波，最后得到脉搏波的直流量和交流量。

2.根据权利要求1所述的热粘合隐形袜，其特征在于：所述所述传感器模块包括：探头驱动电路、反射式传感器探头及跨阻抗放大电路，反射式传感器探头在所述驱动电路的控制下发射红光和红外光两种不同波长的光，光通过皮肤组织后，反射回携带血氧脉搏信号信息的光信号，所述光电探测器将接收到的光信号转换为电信号，并传输至所述脉搏血氧电路模块。

3.根据权利要求1所述的热粘合隐形袜，其特征在于：所述低通滤波电路和高通滤波电路都是采用的二阶巴特沃斯电路，二阶巴特沃斯低通、高通滤波电路能有效的滤除高、低频干扰及噪声，同时对脉搏信号的衰减较少，增强了电路系统稳定性。

4.根据权利要求1所述的热粘合隐形袜，其特征在于：所述电源管理模块通过bandgap实现，利用bandgap电路输出1.2V左右的稳定电压，搭建电路产生本电路系统内部所需要的直流电压：VCC＝1.8V，Vb＝2.0V，ENA＝2.0V。

测量脉搏和血氧饱和度的电路系统

技术领域

[0001] 本发明涉及模拟集成电路设计领域，特别涉及一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统。

背景技术

[0002] 21世纪，物联网技术、微电子技术和现代传感技术得到长足的进步和广泛应用，引起医学监护设备向着微型化、集成化及智能化方向发展，开始实现随时随地为个人提供健康服务。近年来，由于经济发展、人口老龄化和各种心血管疾病突发上升的因素，病人的监护需求量越来越大，因此相对应医疗设备的需求也越来越广泛。而这其中比较重要的生理信号就是氧和脉搏。氧是维持人体生命活动的关键物质，血氧饱和度是指血液中血氧的浓度，许多呼吸系统的疾病就是由于血氧饱和度过低引起的；脉搏波中含有人体丰富的生理信息和病理信息。目前，市场上确定人体血液中的血氧饱和度最成熟的技术是采用透射式检测方法。但是透射式的方法有许多局限的地方，比如只能用于测量手指、耳廓和脚趾这些场合，许多情况下要测量脑血氧、肌血氧或者胎儿血氧，这时反射式测血氧方法就应用而生。现阶段反射式测量技术还不成熟，而且关于生物医学专用集成电路的研究还未蓬勃发展起来，只是一些高校和研究所在研究，比如：中科院半导体所目前在研究心电和血氧的生物医学专用电路。

发明内容

[0003] 本发明所要解决的技术问题是提供一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统，该模块能得到较为正确的脉搏波直流分量和交流分量，具有低功耗，减少了信号损失、占用空间，增加了可靠性和稳定性等优点。

[0004] 为实现上述目的，本发明提供以下的技术方案：测量脉搏和血氧饱和度的电路系统包括：前置差分放大电路、抑制基漂电路、低通滤波电路、高通滤波电路、二级交流放大电路及电源管理模块。

[0005] 本发明采用反射式血氧传感器探头进行脉搏血氧信号的采集，把采集到的生理信号送入研究的电路系统进行处理。利用UMC-18-CMOS 1P6M的工艺设计运放，然后搭建放大、滤波电路，以实现对所采集到的脉搏血氧信号的放大滤波，最后得到脉搏波的直流量和交流量。

[0006] 传感器模块包括：探头驱动电路、反射式传感器探头及跨阻抗放大电路。

[0007] 所述反射式传感器探头在所述驱动电路的控制下发射红光和红外光两种不同波长的光，光通过皮肤组织后，反射回携带血氧脉搏信号信息的光信号，所述光电探测器将接收到的光信号转换为电信号，并传输至所述脉搏血氧电路系统。

[0008] 低通滤波电路和高通滤波电路都是采用的二阶巴特沃斯电路。二阶巴特沃斯低通、高通滤波电路能有效的滤除高、低频干扰及噪声，同时对脉搏信号的衰减较少，增强了电路系统稳定性。

[0009] 电源管理模块通过bandgap实现。本发明利用bandgap电路输出1.2V左右的稳定电压，搭建电路产生本电路系统内部所需要的直流电压：VCC＝1.8V，Vb＝2.0V，ENA＝2.0V。

[0010] 采用以上技术方案的有益效果是：

[0011] 1、采用反射式检测方式，更易于将检测标签贴于人体组织表面，实现无创、实时的血氧脉搏检测，避免了有创式测量检测方法给患者带来的伤害，给患者提供更好的医疗体验；

[0012] 2、将模拟IC设计技术与生理信号的处理相结合，这样能够减少信号损失，降低噪声及降低功耗，增强检测系统的稳定性、可靠性，最有意义的是极大的减少了占用空间，那么在实际应用中就可更加便利的移动或者携带，这样对于家庭护理或者医院都有极大的影响；

[0013] 3、为其他生理信号的处理提供了可靠依据，对于生物集成专用电路系统的发展起到一定的推动作用。

[0014] 综上所述，该血氧脉搏电路模块具有低功耗、信号损失小和较稳定等优点，可实现血氧脉搏信号的无创、实时的检测。本发明提出的血氧脉搏电路模块可应用于医疗监护领域中的术后跟踪观察、新生儿监护、社区医疗及家庭保健。由于本发明提供的血氧脉搏电路系统具有抗干扰能力强、可无创、实时监测，因而对推动社区医疗、远程医疗，解决我国医疗资源紧张的现状具有重要意义。

附图说明

[0015] 下面结合附图对本发明的具体实施方式作进一步详细的描述。

[0016] 图1为脉搏血氧传感器的内部结构框图；

[0017] 图2为所设计电路模块的内部结构图；

[0018] 图3为前置差动放大电路图；

[0019] 图4为抑制基漂电路图；

[0020] 图5为低通滤波电路；

[0021] 图6为高通滤波电路；

[0022] 图7为二级放大电路。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图详细说明本发明一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统的优选实施方式。

[0024] 图1至图7出示本发明一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统的具体实施方式：

[0025] 测量血氧饱和度的理论依据都是以朗伯-比尔定律为基础，利用一定频率的光通过人体组织，经信号提取、分析、处理后计算得到血氧饱和度的值与脉搏波。

[0026] 朗伯-比尔(Lambert-Beer)定律：当特定波长的光穿过一定厚度的溶液时，光强的衰减程度与溶液的组成成分(主要是溶液浓度和液层厚度)有密切的关系。

[0027] 反射式血氧饱和度传感器的发光二极管和光敏检测器位于被检测部位的同一侧，测量的是组织反射回来的光。光在生物组织中的传播规律可用传播理论的粒子描述来说明，依据光的扩散传输理论，光子的传播行为可用组织光学特性特性参数来描述，同时将时

间分辨光谱技术中用于确定吸收系数μa时得出的结论加以应用。

[0028] 根据扩散传输理论得到在组织或混浊介质位置r处和时间t的通用光子扩散方程：

[0029] $$\frac{1}{c}\frac{\partial}{\partial t}\phi(r,t)-\nabla[D\nabla\phi(r,t)]+\mu_a\phi(r,t)=S(r,t) \quad (1)$$

[0030] 式中Φ(r,t)为(r,t)点处的光密度，S(r,t)为光源量，μa为吸收系数，c为光速，D为光子扩散系数；对光子迁移来说，扩散系数D＝1/3[(1-g)μs+μa]，式中μs为散射系数，μa为吸收系数，g为散射角余弦的平均值，(1-g)μ项称为等效各向同性散射系数。根据光子扩散方程及时间分辨光谱技术，按照实际边界条件解出一在光脉冲激励后的光子流量分布公式，反射式的光强公式为：

[0031] $$R(\rho,t)=(4\pi Dc)^{-3/2}Z_0t^{-5/2}\exp(-\mu_act)\exp(-\frac{\rho^2+Z_0^2}{4Dct}) \quad (2)$$

[0032] 式中，ρ是柱坐标中光源与检测器之间的距离；Z_0等于$[(1-g)\mu_s]^{-1}$。对上式求In并对t求导可得下式：

[0033] $$\frac{\partial}{\partial t}\ln R(\rho,t)=\frac{5}{2t}-\mu_ac+\frac{\rho^2+Z_0^2}{4Dct^2} \quad (3)$$

[0034] 当经过时间足够长时，(2-3)左边都接近$-\mu_ac$，即：$\lim_{t\to\infty}\frac{\partial}{\partial t}\ln R(\rho,t)=-\mu_ac$。用W表示光强的变化率，则可得到通用的光强变化公式：

[0035] $W=-\mu_ac$ (4)

[0036] 根据朗伯-比尔定律，利用光通过一段已知路径L后的衰减情况，定量描述吸光物质浓度C及吸收系数μa

[0037] $$\mu_a=-\frac{1}{L}\ln\frac{I}{I_0}=\varepsilon C \quad (5)$$

[0038] 式中，ε是吸光系数；C为吸光物质浓度；I和I_0分别为入射光和检测到的光强；μa为吸收系数，即光子在单位路径内被吸收的概率。在近红外光区，由水、细胞色素等物质引起的吸收与脱氧血红蛋白(Hb)和氧合血红蛋白(HbO_2)相比要小的多。因此选择红光与红外光双光束探测人体组织时，仅考虑脱氧血红蛋白和氧合血红蛋白的影响，则由(2-4)可得两个波长下的吸收系数为：

[0039] $$\mu_a^{\ R}=\varepsilon_{Hb}^{R}C_{Hb}+\varepsilon_{HbO_2}^{R}C_{HbO_2} \quad (6)$$

[0040] $$\mu_a^{\ IR}=\varepsilon_{Hb}^{IR}C_{Hb}+\varepsilon_{HbO_2}^{IR}C_{HbO_2} \quad (7)$$

[0041] 结合(2-4)、(2-6)、(2-7)、(2-8)根据双光束法可得：

[0042] $$\frac{W_R}{W_{IR}}=\frac{\varepsilon_{Hb}^{R}C_{Hb}+\varepsilon_{HbO_2}^{R}C_{HbO_2}}{\varepsilon_{Hb}^{IR}C_{Hb}+\varepsilon_{HbO_2}^{IR}C_{HbO_2}} \quad (8)$$

[0043] 由血氧饱和度的定义可得：$SpO_2=C_{HbO_2}/(C_{HbO_2}+C_{Hb})$ (9)

[0044] 将(2-8)代入(2-9)得，并选择波长λ为等吸收点此时$\varepsilon_{Hb}^{IR}=\varepsilon_{HbO_2}^{IR}$，则可得血氧饱和度公式：

[0045] $$SpO_2=\frac{\varepsilon_{Hb}^{R}}{\varepsilon_{Hb}^{R}-\varepsilon_{HbO_2}^{R}}-\frac{\varepsilon_{Hb}^{IR}}{\varepsilon_{Hb}^{R}-\varepsilon_{HbO_2}^{R}}\bullet\frac{W_R}{W_{IR}} \quad (10)$$

[0046] 式中，ε_{Hb}^{R}、ε_{Hb}^{IR}、$\varepsilon_{HbO_2}^{R}$均为常数，可通过时域或者频域的光谱分析法获得。光通过组织和血管时，可分为非脉动成分(皮肤、肌肉、静脉血)和脉动成分(动脉血)，即可称为直流量和交流量，因此光强在组织中的变化率W又可表示为：

[0047] $W=I_{AC}/I_{DC}$ (11)

[0048] 结合(2-10)和(2-11)可知。血氧饱和度公式可改写为：

[0049] $$SpO_2=\frac{\varepsilon_{Hb}^{R}}{\varepsilon_{Hb}^{R}-\varepsilon_{HbO_2}^{R}}-\frac{\varepsilon_{Hb}^{IR}}{\varepsilon_{Hb}^{R}-\varepsilon_{HbO_2}^{R}}\bullet\frac{I_{AC}^{R}/I_{DC}^{R}}{I_{AC}^{IR}/I_{DC}^{IR}} \quad (12)$$

[0050] 而在实际应用中，由于作为光源的发光二极管的个体差别以及人体生理组织的较大差异等因素，所以大多数商品化脉搏血氧传感器在计算中采用经验化的公式，也就是通过对实验的统计分析所获得的线性经验公式：

[0051] $$SpO_2=A_s-B_s\bullet\frac{I_{AC}^{R}/I_{DC}^{R}}{I_{AC}^{IR}/I_{DC}^{IR}} \quad (13)$$

[0052] 式中A_s、B_s为经验常数，通过实验定标获得。由(2-13)可知只要分别得到红光直流量、红光交流量、红外光直流量、红外光交流量就可求出血氧饱和度，所以所研制电路系统的关键就是为了得到高精度的以上四个分量。

[0053] 由以上推导可知，只要分别得到红光和红外光的直流量和交流量就能计算得到血氧饱和度。由传感器采集得到血氧脉搏信号，经过所设计的电路模块放大、滤波之后能够得到交流量(红光和红外光)和直流量(红光和红外光)，然后把这两路信号输入DSP处理，经过DSP处理器的模拟开关把红光和红外光分离开来，这样就可得到四路信号，接下来这四路信号再经过ADC转换及后续的计算即可得到血氧饱和度值；由DSP的计数功能即可得到每分钟的脉搏跳动次数，这样就圆满的测量出脉搏和血氧饱和度值。

[0054] 本发明实施例对各器件的型号除做特殊说明的以外，其他器件的型号不做限制，只要能完成上述功能的器件均可。

[0055] 本领域技术人员可以理解附图只是一个优选实施例的示意图，上述本发明实施例序号仅仅为了描述，不代表实施例的优劣。

[0056] 以上的仅是本发明的优选实施方式，应当指出，对于本领域的普通技术人员来说，在不脱离本发明创造构思的前提下，还可以做出若干变形和改进，这些都属于本发明的保护范围。

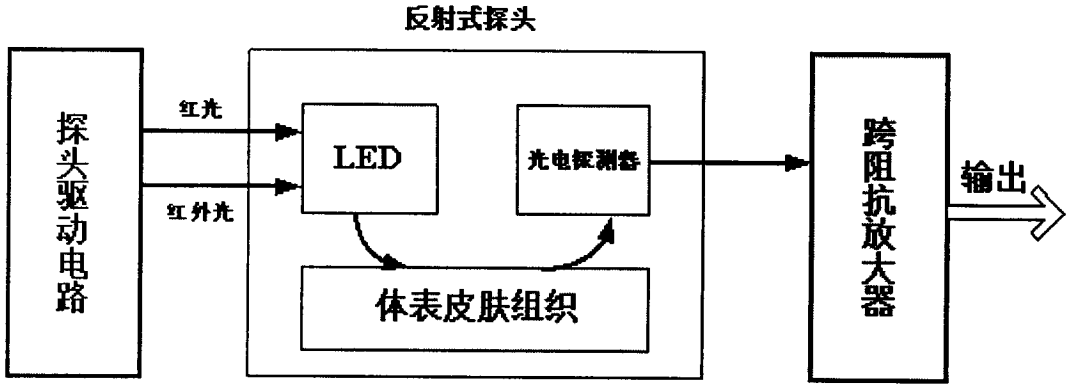

反射式探头
探头驱动电路
红光
红外光
LED
光电探测器
体表皮肤组织
跨阻抗放大器
输出

图1

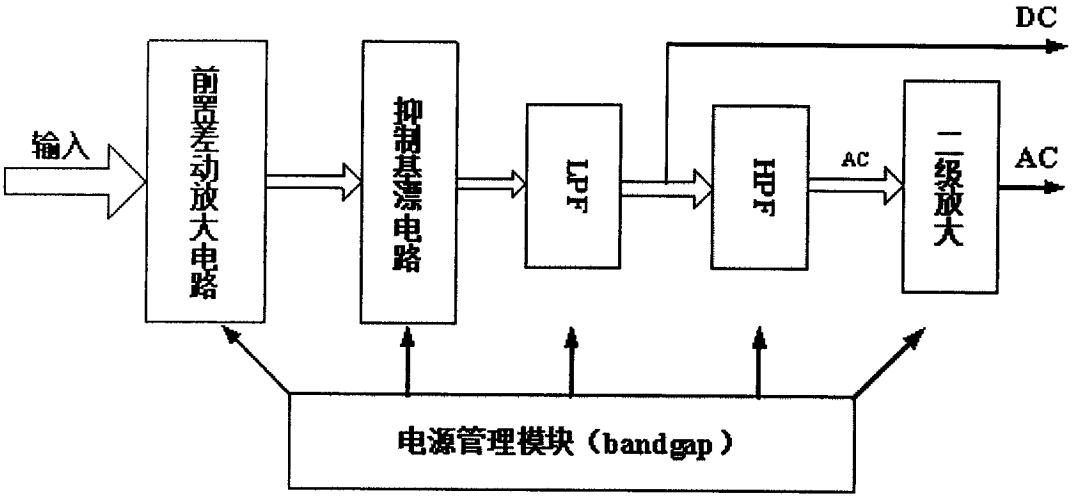

DC
输入
前置差动放大电路
抑制基漂电路
LPF
HPF
AC
二级放大
AC
电源管理模块（bandgap）

图2

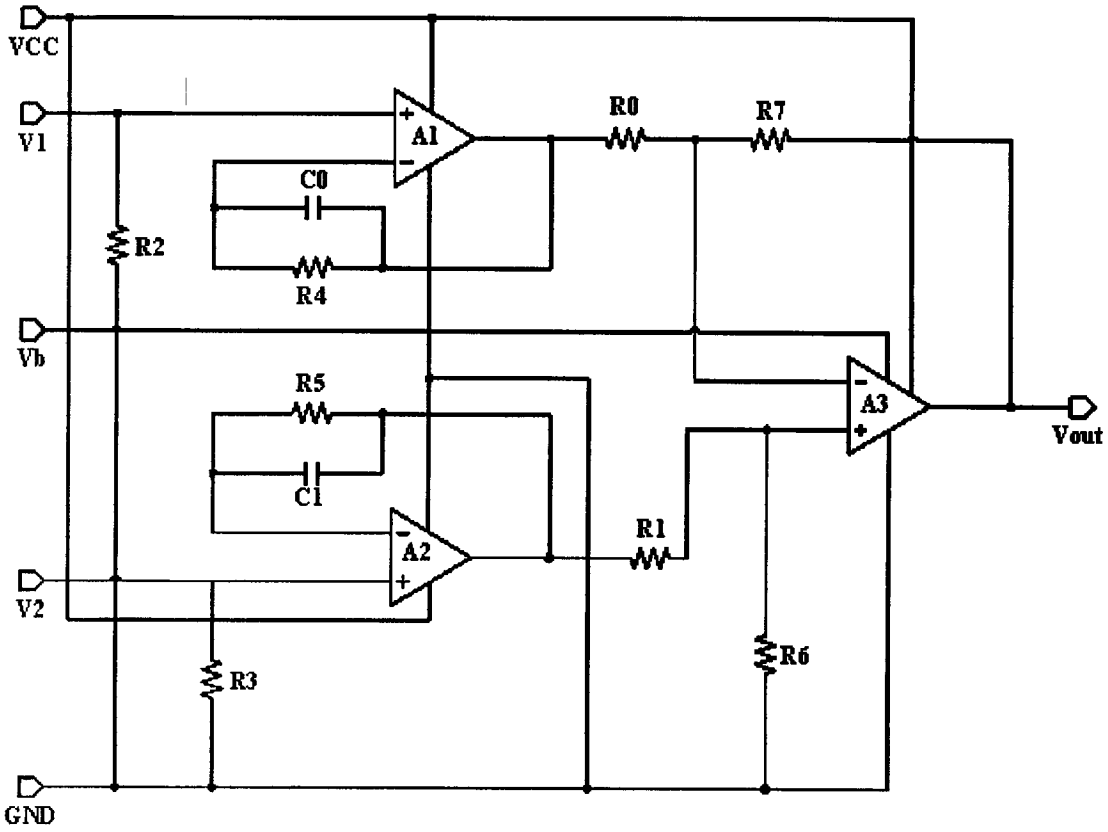

VCC
V1
Vb
V2
GND
A1
A2
A3
C0
C1
R0
R1
R2
R3
R4
R5
R6
R7
Vout

图3

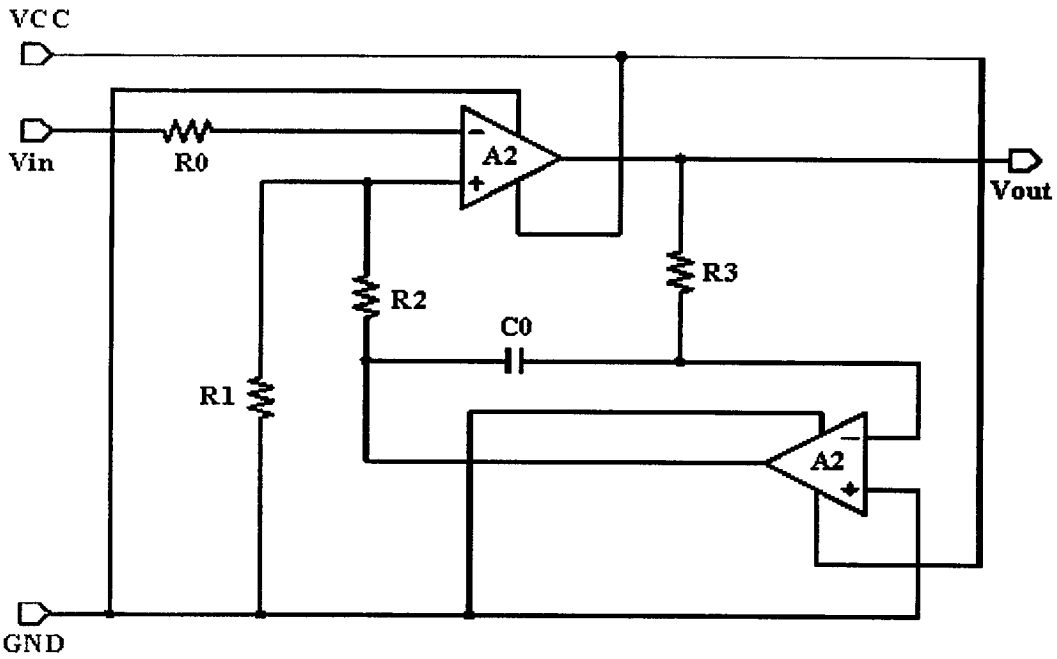

VCC
Vin
GND
A2
A2
R0
R1
R2
R3
C0
Vout

图4

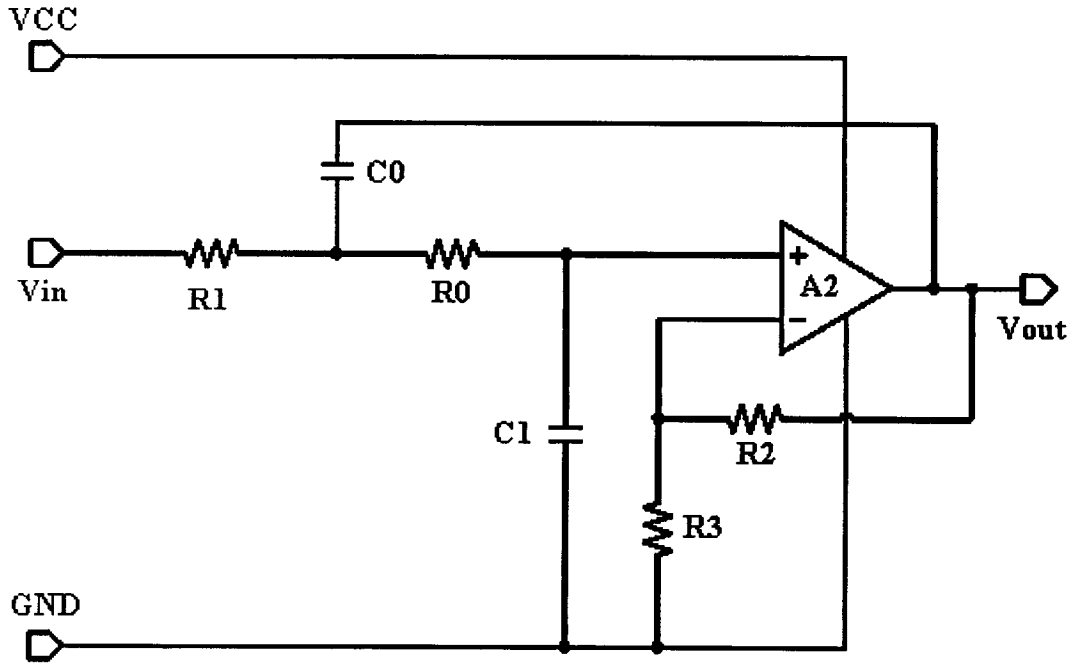

VCC
C0
Vin
R1
R0
A2
Vout
C1
R2
R3
GND

图5

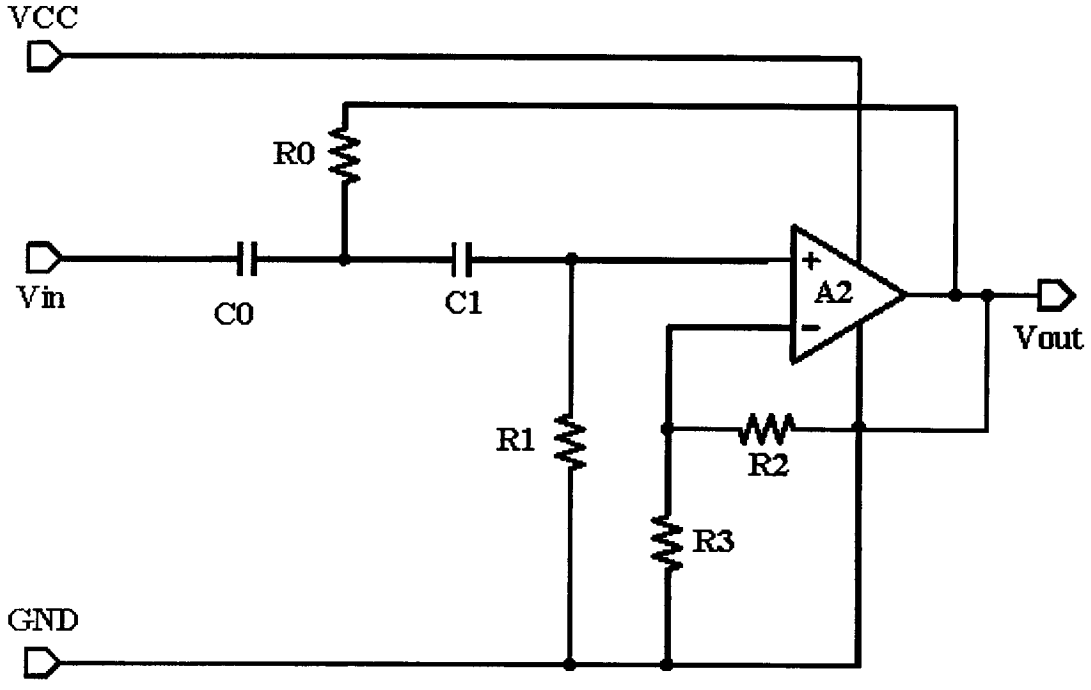

VCC
R0
Vin
C0
C1
A2
Vout
R1
R2
R3
GND

图6

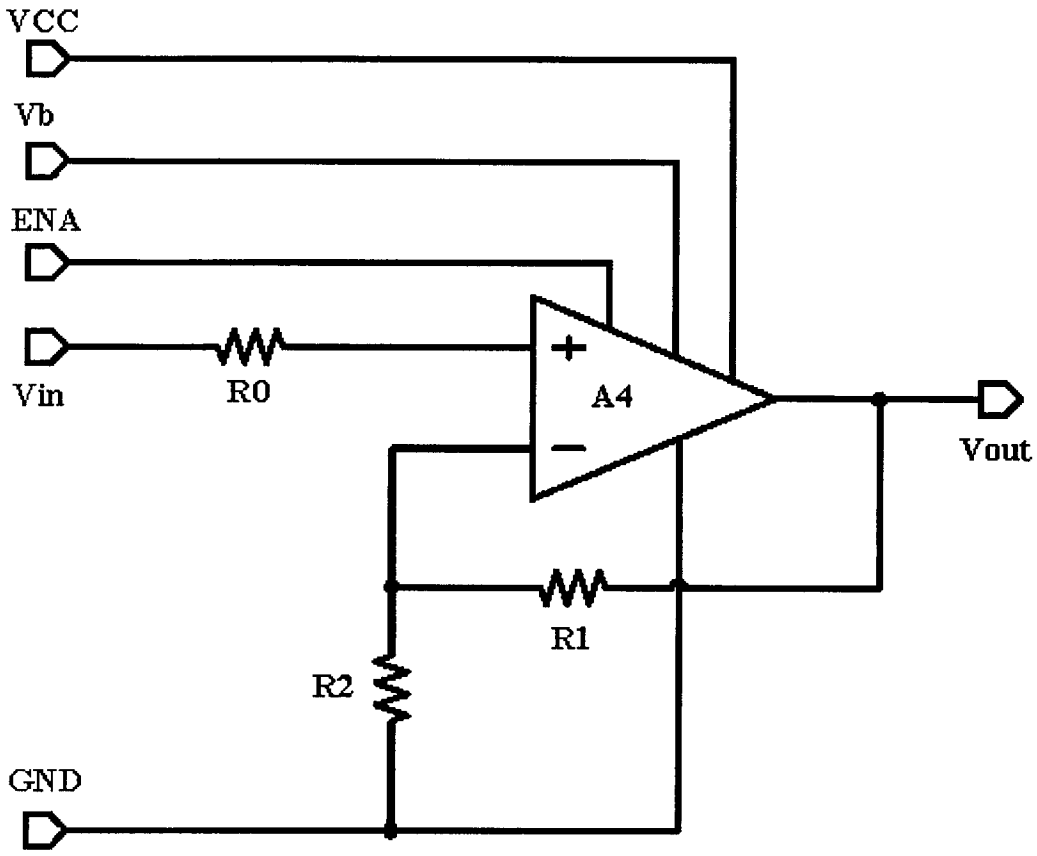
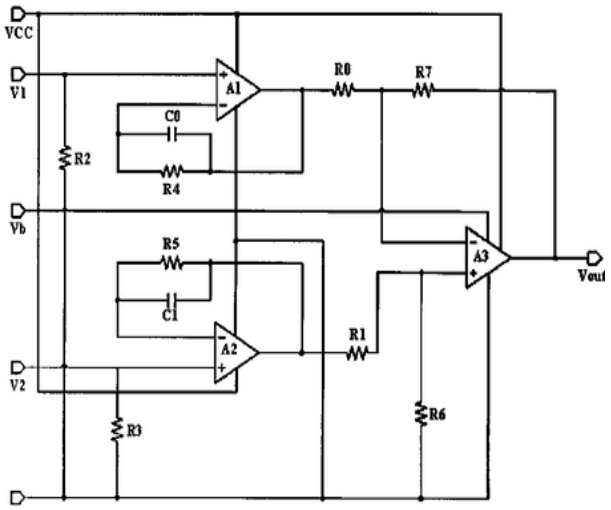


图7

专利名称(译)	测量脉搏和血氧饱和度的电路系统		
公开(公告)号	CN106343971A	公开(公告)日	2017-01-25
申请号	CN201610905845.4	申请日	2016-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	天津工业大学		
[标]发明人	陈力颖 任洪宇 王焱 胡雄伟		
发明人	陈力颖 任洪宇 王焱 胡雄伟		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/1455 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/0064 A61B5/14551 A61B5/7203 A61B5/7225 A61B5/725		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种测量脉搏和血氧饱和度的电路系统，涉及模拟集成电路设计领域，该电路系统包括：前置差分放大电路、抑制基漂电路、低通滤波电路、高通滤波电路、二级交流放大电路及电源管理模块。本发明采用反射式血氧传感器探头进行脉搏血氧信号的采集，把采集到的生理信号送入研究的电路系统进行处理。利用UMC-18-CMOS 1P6M的工艺设计运放，然后搭建放大、滤波电路，以实现对所采集到的脉搏血氧信号的放大滤波，最后得到脉搏波的直流量和交流量。同时减少了信号损失、占用空间，增加了可靠性和稳定性。