



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110338783 A

(43)申请公布日 2019.10.18

(21)申请号 201910683761.4

(22)申请日 2019.07.26

(71)申请人 成都恩普生医疗科技有限公司

地址 610000 四川省成都市高新区(西区)
合作路333号

(72)发明人 李志 管学全 杨松 徐鹏刚

(74)专利代理机构 成都金英专利代理事务所
(普通合伙) 51218

代理人 袁英

(51)Int.Cl.

A61B 5/0428(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

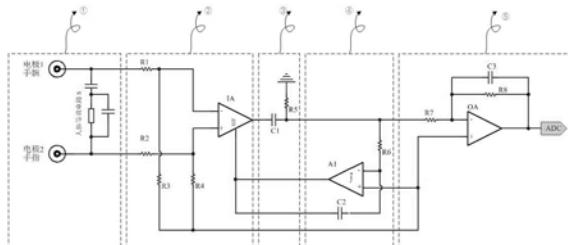
权利要求书2页 说明书3页 附图1页

(54)发明名称

一种超低功耗的ECG信号采集电路

(57)摘要

一种超低功耗的ECG信号采集电路，包括：ECG信号前端采集单元，用于将采集的人体电信号传递给仪表放大器电路；仪表放大器电路，用于将信号采集单元传递来的差模信号输入到一级仪表放大器IA放大；高通滤波单元，用于隔断直流和消除基线漂移；积分放大器AI反馈电路，用于对仪表放大器电路输入的电流提供偏置并对运算放大器OA进行积分失调补偿；运算放大器OA放大电路，用于对积分电路传递的电信号进行低通滤波和按照比例放大；信号输出单元，利用ADC按照需求采集ECG信号。本发明结构简单，易于实现，能够方便的采集人体生理信号。



1. 一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,包括:

ECG信号前端采集单元,包括第一电极和第二电极,用于采集人体随时间变化的心肌变化的电位电势信号,同时将采集的信号传递给仪表放大器电路;

仪表放大器电路,用于将信号采集单元传递来的差模信号输入到一级仪表放大器IA放大,同时消除共模干扰信号;

高通滤波单元,用于隔断直流和消除基线漂移;

积分电路,积分负反馈电路用于对仪表放大器电路输入的电流提供偏置并对运算放大器OA进行积分失调补偿;

运算放大器电路,用于对积分电路传递的电信号进行低通滤波和按照比例放大。

2. 根据权利要求1所述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述ECG信号前端采集单元包括:

所述第一电极和第二电极采用低电位波动和低漂移的合金材质,用于心肌变化的电位电势信号传导。

3. 根据权利要求1所述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述仪表放大器电路包括:

仪表放大器IA,用于将差模信号放大,消除共模干扰信号;

设于第一电极和仪表放大器反向输入端的R1;

设于第二电极和仪表放大器同向输入端的R2;

与运算放大器正向输出端相连的R3、R4。

4. 根据权利要求1所述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述高通滤波单元被配置为由电容C1和电阻R5构成,设于仪表放大器输出端和运算放大器OA之间,用于隔断直流信号和消除生物基线的漂移信号。

5. 根据权利要求1述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述积分电路包括:

积分放大器AI和电容C2和电阻R6,

所述积分放大器AI的输出端与仪表放大器REF端相连,

积分放大器AI的负向输入端通过R5、R6与运算放大器OA负向输入端相连,用于负反馈控制中对IA仪表放大器提供偏置参考和对运算放大器OA进行积分失调补偿;

所述电容C2和电阻R6构成积分电路。

6. 根据权利要求1述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述运算放大器电路包括:

运算放大电路OA、电阻R7、R8和电容C3;

所述运算放大电路OA正向输入端连接R3、R4,将ECG信号作为基准提供给运算放大器正向输入端作为参考信号,运算放大电路OA负向输入端连接高通滤波和积分放大电路负向输入端的R6,积分放大电路对运算放大器OA负向输入端进行积分失调补偿;

所述电阻R8对电阻R7阻值的比值用于将信号按照比例放大;

并联的积分电容C3和电阻R7,所述积分电容C3和电阻R7用于构成低通滤波器。

7. 根据权利要求1述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述运算放大器电路的低通截止频率 $f_L=1/2\pi R_7 C_3$ 。

8. 根据权利要求1述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述运算放大器电路的闭环3dB转折点频率 $f_{3dB}=1/2\pi R_7 C_3$ 。

9. 根据权利要求1述的一种超低功耗的ECG信号采集电路,其特征在于,所述运算放大器电路的增益 $A_L=R_8/R_7$ 。

一种超低功耗的ECG信号采集电路

技术领域

[0001] 本发明涉及ECG信号领域,尤其涉及一种超低功耗的ECG信号采集电路。

背景技术

[0002] 当前,许多疾病威胁着人类健康和生命的安全,而大部分疾病都需要心电图对心脏进行诊断。传统的心电图主要由高通滤波电路、50Hz陷波电路、低通滤波电路和主放大输出电路组成,此方式电路复杂、可靠性低,功耗高等不足,不易于制造和维护,而且成本高昂,不易于维护。

发明内容

[0003] 本发明的目的在于,针对上述问题,提出一种超低功耗的ECG信号采集电路。

[0004] 一种超低功耗的ECG信号采集电路,包括:

ECG信号前端采集单元,包括第一电极和第二电极,用于采集人体随时间变化的心肌变化的电位电势信号,同时将采集的信号传递给仪表放大器电路;

仪表放大器电路,用于将信号采集单元传递来的差模信号输入到一级仪表放大器IA放大,同时消除共模干扰信号;

高通滤波单元,用于隔断直流和消除基线漂移;

积分电路,积分负反馈电路用于对仪表放大器电路输入的电流提供偏置并对运算放大器OA进行积分失调补偿;

运算放大器电路,用于对积分电路传递的电信号进行低通滤波和按照比例放大。

[0005] 所述第一电极和第二电极采用低电位波动和低漂移的合金材质,用于心肌变化的电位电势信号传导。

[0006] 所述仪表放大器电路包括:

仪表放大器IA,用于将差模信号放大,消除共模干扰信号;设于第一电极和仪表放大器反向输入端的R1;设于第二电极和仪表放大器同向输入端的R2;与运算放大器正向输出端相连的R3、R4。

[0007] 所述高通滤波单元被配置为由电容C1和电阻R5构成,设于仪表放大器输出端和运算放大器OA之间,用于隔断直流信号和消除生物基线的漂移信号。

[0008] 所述积分电路包括:积分放大器AI和电容C2和电阻R6,所述积分放大器AI的输出端与仪表放大器REF端相连,积分放大器AI的负向输入端通过R5、R6与运算放大器OA负向输入端相连,用于负反馈控制中对IA仪表放大器提供偏置参考和对运算放大器OA进行积分失调补偿;所述电容C2和电阻R6构成积分电路。

[0009] 所述运算放大器电路包括:运算放大器OA、电阻R7、R8和电容C3;所述运算放大器OA正向输入端连接R3、R4,将ECG信号作为基准提供给运算放大器正向输入端作为参考信号,运算放大器OA负向输入端连接高通滤波和积分放大电路负向输入端的R6,积分放大电路对运算放大器OA负向输入端进行积分失调补偿;所述电阻R8对电阻R7阻值的比值

用于将信号按照比例放大;并联的积分电容C3和电阻R7,所述积分电容C3和电阻R7用于构成低通滤波器。

[0010] 所述运算放大器电路的低通截止频率 $f_L=1/2\pi R_7 C_3$;

所述运算放大器电路的闭环3dB转折点频率 $f_{3dB}=1/2\pi R_7 C_3$;

所述运算放大器电路的增益 $A_L=R_8/R_7$ 。

[0011] 本发明的有益效果:通过信号采集单元采集人体生理信号,通过仪表放大器电路将差模电路放大,通过积分电路对负反馈电路进行控制,通过运算放大器对电信号进行放大,并将放大的信号传递给外部设备得到需要的心律信息。通过该电路,可以实现心律信息的采集,同时结构简单,容易实现。

附图说明

[0012] 图1是心电图电路结构图。

具体实施方式

[0013] 为了对本发明的技术特征、目的和效果有更加清楚的理解,现对照附图说明本发明的具体实施方式。

[0014] 本实施例中,如图1所示,一种超低功耗的ECG信号采集电路,包括:

ECG信号前端采集单元,用于采集人体随时间变化的心肌变化的电位电势信号,同时将采集的信号传递给仪表放大器电路;仪表放大器电路,用于将信号采集单元传递来的差模信号输入到一级仪表放大器IA放大,同时消除共模干扰信号;高通滤波单元,用于隔断直流和消除基线漂移;积分电路,积分负反馈电路用于对仪表放大器电路输入的电流提供偏置并对运算放大器OA进行积分失调补偿;运算放大器电路,用于对积分电路传递的电信号进行低通滤波和按照比例放大;信号输出单元,利用ADC按照需求采集ECG信号。

[0015] 进一步地,所述ECG信号前端采集单元被配置为:

第一电极和第二电极采用低电位波动和低漂移的合金材质,用于心肌变化的电位电势信号传导;

所述ECG信号前端采集单元,用于采集的人体随时间变化的心肌变化的电位电势信号。

[0016] 进一步地,所述仪表放大器电路包括:

仪表放大器IA,用于将差模信号放大,消除共模干扰信号;

设于第一电极和仪表放大器反向输入端的R1;

设于第二电极和仪表放大器同向输入端的R2;

与运算放大器正向输出端相连的R3、R4。

[0017] 设于第一电极和仪表放大器反向输入端的R1,设于第二电极和仪表放大器同向输入端的R2,当第一电极和第二电极同时接触时,通过ECG信号前端采集单元将采集的电信号传递给仪表放大器,仪表放大器将电信号按照一定的比例放大,R4一端与第二电极和仪表放大器的正向端相连,一端与运算放大器的正向端相连;R3设于第一电极和运算放大器的正向端。

[0018] 进一步地,所述高通滤波单元被配置为由电容C1和电阻R5构成,设于仪表放大器输出端和运算放大器OA之间,用于隔断直流信号和消除生物基线的漂移信号。

[0019] 进一步地,所述积分电路被配置为:

积分放大电路AI的输出端与仪表放大器REF端相连,
同时积分电路AI的负向输入端通过R5、R6与运算放大器OA负向输入端相连,
用于负反馈控制中对IA仪表放大器提供偏置参考和对运算放大器OA进行积分失调补偿,电容C2和电阻R6构成积分电路。

[0020] 进一步地,所述运算放大器电路被配置为:

运算放大电路OA正向输入端连接R3、R4,将ECG信号作为基准提供给运算放大器正向输入端作为参考信号,运算放大电路OA负向输入端连接高通滤波和积分放大电路负向输入端的R6,积分放大电路对运算放大器OA负向输入端进行积分失调补偿,R8对R7阻值的比值用于将信号按照比例放大;

并联的积分电容C3和电阻R7,所述积分电容C3和电阻R7用于构成滤波器。

[0021] 进一步地,所述信号单元还包括ADC,用于将采集的模拟信号转换为数字信号,用于对心电图信息的精确采集。

[0022] 进一步地,运算放大器地计算过程:

低通截止频率: $f_L=1/2\pi R_7 C_3$;

闭环3dB转折点频率: $f_{3dB}=1/2\pi R_7 C_3$;

增益: $A_L=R_8/R_7$ 。

[0023] 本发明经过仪表放大器IA放大,通过积分电路AI提供偏置,在负反馈控制中进行积分失调补偿运算放大;最后在三级运算放大器OA进行信号放大按照比例放大。最后通过外部ADC按照需求的采样频率和采样精度采集ECG信号,本发明结构简单,易于实现,方便维护。

[0024] 以上显示和描述了本发明的基本原理和主要特征和本发明的优点。本行业的技术人员应该了解,本发明不受上述实施例的限制,上述实施例和说明书中描述的只是说明本发明的原理,在不脱离本发明精神和范围的前提下,本发明还会有各种变化和改进,这些变化和改进都落入要求保护的本发明范围内。本发明要求保护范围由所附的权利要求书及其等效物界定。

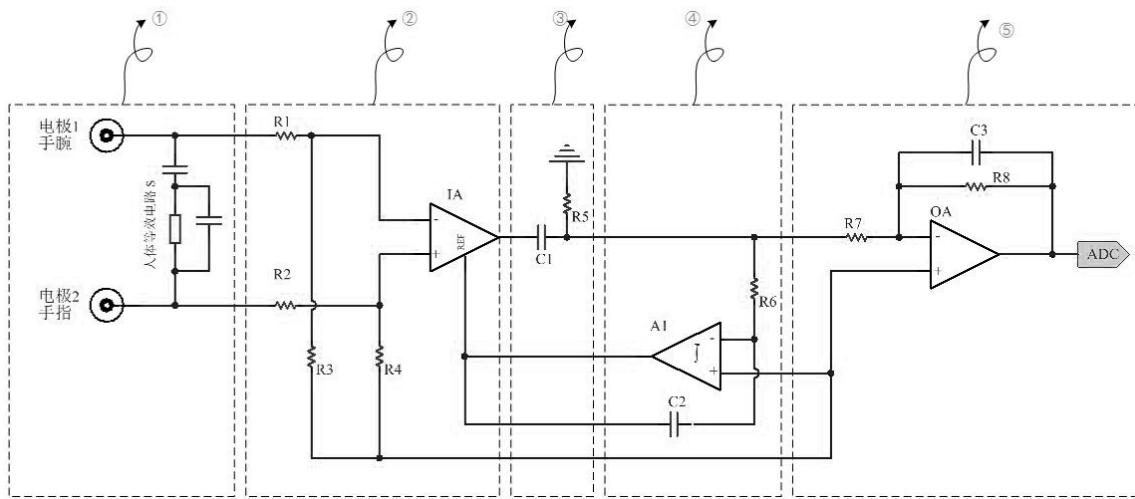


图1

专利名称(译)	一种超低功耗的ECG信号采集电路		
公开(公告)号	CN110338783A	公开(公告)日	2019-10-18
申请号	CN201910683761.4	申请日	2019-07-26
[标]申请(专利权)人(译)	成都恩普生医疗科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	成都恩普生医疗科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	成都恩普生医疗科技有限公司		
[标]发明人	李志 昝学全 杨松 徐鹏刚		
发明人	李志 昝学全 杨松 徐鹏刚		
IPC分类号	A61B5/0428 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0428 A61B5/7225 A61B5/725		
代理人(译)	袁英		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

一种超低功耗的ECG信号采集电路，包括：ECG信号前端采集单元，用于将采集的人体电信号传递给仪表放大器电路；仪表放大器电路，用于将信号采集单元传递来的差模信号输入到一级仪表放大器IA放大；高通滤波单元，用于隔断直流和消除基线漂移；积分放大器AI反馈电路，用于对仪表放大器电路输入的电流提供偏置并对运算放大器OA进行积分失调补偿；运算放大器OA放大电路，用于对积分电路传递的电信号进行低通滤波和按照比例放大；信号输出单元，利用ADC按照需求采集ECG信号。本发明结构简单，易于实现，能够方便的采集人体生理信号。

