



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110693482 A

(43)申请公布日 2020.01.17

(21)申请号 201910785976.7

(22)申请日 2019.08.23

(71)申请人 西安电子科技大学

地址 710000 陕西省西安市雁塔区太白南路2号

(72)发明人 朱樟明 刘怡 张程高 王靖宇
刘术彬 刘帘曦

(74)专利代理机构 西安嘉思特知识产权代理事务
所(普通合伙) 61230

代理人 张捷

(51)Int.Cl.

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

H03F 3/68(2006.01)

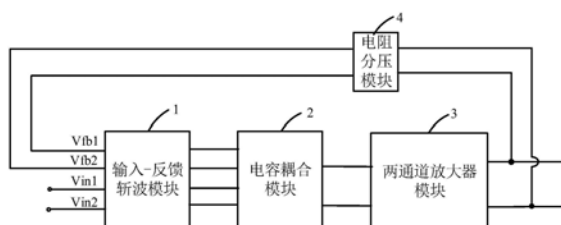
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

一种应用于心电信号采集的模拟前端电路

(57)摘要

本发明涉及一种应用于心电信号采集的模拟前端电路,包括:输入-反馈斩波模块、电容耦合模块、两通道放大器模块和电阻分压模块,其中,输入-反馈斩波模块具有两个心电信号端,用于接收两路心电信号的输入,并将心电信号进行频率调制后输出至电容耦合模块;电容耦合模块用于对频率调制后的心电信号耦合处理后输出至两通道放大器模块;两通道放大器模块用于将耦合处理后的心电信号进行放大后输出至电阻分压模块;电阻分压模块用于对放大后的心电信号进行分压处理后输出至输入-反馈斩波模块的反馈端。本发明的模拟前端电路,提高了输入阻抗,减小了心电信号幅度的衰减,可以完整地获取心电信号,提高心电信号采集的精度。



1. 一种应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,包括:输入-反馈斩波模块(1)、电容耦合模块(2)、两通道放大器模块(3)和电阻分压模块(4),其中,

所述输入-反馈斩波模块(1)具有两个心电信号端(V_{in1} 和 V_{in2}),用于接收两路心电信号的输入,并将所述心电信号进行频率调制后输出至所述电容耦合模块(2);

所述电容耦合模块(2)连接所述两通道放大器模块(3),用于对频率调制后的心电信号耦合处理后输出至所述两通道放大器模块(3);

所述两通道放大器模块(3)连接所述电阻分压模块(4),用于将耦合处理后的心电信号进行放大后输出至所述电阻分压模块(4);

所述电阻分压模块(4)连接所述输入-反馈斩波模块(1)的反馈端(V_{fb1} 和 V_{fb2}),用于对放大后的心电信号进行分压处理后输出至所述输入-反馈斩波模块(1)的反馈端(V_{fb1} 和 V_{fb2})。

2. 根据权利要求1所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述输入-反馈斩波模块(1)包括第一输入-反馈斩波器(101)和第二输入-反馈斩波器(102),其中,

所述第一输入-反馈斩波器(101)的心电信号端(V_{in1})接收第一心电信号,用于对所述第一心电信号进行频率调制使其频率升高后,输出至所述电容耦合模块(2);

所述第二输入-反馈斩波器(102)的心电信号端(V_{in2})接收第二心电信号,用于对所述第二心电信号进行频率调制使其频率升高后,输出至所述电容耦合模块(2)。

3. 根据权利要求2所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述电容耦合模块(2)包括第一输入电容(C_{in1})、第二输入电容(C_{in2})、第三输入电容(C_{in3})、第四输入电容(C_{in4})、第一反馈电容(C_{fb1})、第二反馈电容(C_{fb2})、第三反馈电容(C_{fb3})和第四反馈电容(C_{fb4}),其中,

所述第一输入电容(C_{in1})、所述第二输入电容(C_{in2})、所述第一反馈电容(C_{fb1})和所述第二反馈电容(C_{fb2})并联在所述第一输入-反馈斩波器(101)的输出端与所述两通道放大器模块(3)的输入端之间;

所述第三输入电容(C_{in3})、所述第四输入电容(C_{in4})、所述第三反馈电容(C_{fb3})和所述第四反馈电容(C_{fb4})并联在所述第二输入-反馈斩波器(102)的输出端与所述两通道放大器模块(3)的输入端之间。

4. 根据权利要求3所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述两通道放大器模块(3)包括复用电流堆叠单元(301)、第一通道一级放大单元(302)、第二通道一级放大单元(303)、输出斩波单元(304)、第一通道二级放大单元(305)和第二通道二级放大单元(306),其中,

所述复用电流堆叠单元(301)输入端连接所述电容耦合模块(2)的输出端,输出端连接所述第一通道一级放大单元(302)和所述第二通道一级放大单元(303)的输入端,所述复用电流堆叠单元(301)用于将接收到的两路心电信号转换为相应的两路电流信号;

所述第一通道一级放大单元(302)和所述第二通道一级放大单元(303)的输出端连接所述输出斩波单元(304)的输入端,所述输出斩波单元(304)的输出端连接所述第一通道二级放大单元(305)和所述第二通道二级放大单元(306)的输入端。

5. 根据权利要求4所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述复用电

电流堆叠单元 (301) 包括第一PMOS管 (Mp1)、第二PMOS管 (Mp2)、第三PMOS管 (Mp3)、第四PMOS管 (Mp4)、第五PMOS管 (Mp5)、第六PMOS管 (Mp6)、第七PMOS管 (Mp7)、第一NMOS管 (Mn1)、第二NMOS管 (Mn2)、第三NMOS管 (Mn3) 和第四NMOS管 (Mn4), 其中,

所述第一PMOS管 (Mp1) 的栅极连接电压端 (VB), 源极连接电源电压端 (VDD), 漏极连接所述第二PMOS管 (Mp2) 的源极和所述第三PMOS管 (Mp3) 的源极;

所述第二PMOS管 (Mp2) 的栅极作为第一通道正输入端 (VIP1), 漏极连接所述第四PMOS管 (Mp4) 的源极和所述第五PMOS管 (Mp5) 的源极, 所述第三PMOS管 (Mp3) 的栅极作为第一通道负输入端 (VIN1), 漏极连接所述第六PMOS管 (Mp6) 的源极和所述第七PMOS管 (Mp7) 的源极, 所述第一通道正输入端 (VIP1) 连接所述第一输入电容 (C_{in1}) 和所述第二反馈电容 (C_{fb2}), 所述第一通道负输入端 (VIN1) 连接所述第二输入电容 (C_{in2}) 和所述第一反馈电容 (C_{fb1});

所述第四PMOS管 (Mp4) 的栅极和所述第七PMOS管 (Mp7) 的栅极均作为第二通道正输入端 (VIP2), 所述第五PMOS管 (Mp5) 的栅极和所述第六PMOS管 (Mp6) 的栅极均作为第二通道负输入端 (VIN2), 所述第四PMOS管 (Mp4) 的漏极连接所述第一NMOS管 (Mn1) 的栅极和漏极, 所述第五PMOS管 (Mp5) 的漏极连接所述第二NMOS管 (Mn2) 的栅极和漏极, 所述第六PMOS管 (Mp6) 的漏极连接所述第三NMOS管 (Mn3) 的栅极和漏极, 所述第七PMOS管 (Mp7) 的漏极连接所述第四NMOS管 (Mn4) 的栅极和漏极, 所述第二通道正输入端 (VIP2) 连接所述第三输入电容 (C_{in3}) 和所述第四反馈电容 (C_{fb4}), 所述第二通道负输入端 (VIN2) 连接所述第四输入电容 (C_{in4}) 和所述第三反馈电容 (C_{fb3});

所述第一NMOS管 (Mn1) 的栅极、所述第二NMOS管 (Mn2) 的栅极、所述第三NMOS管 (Mn3) 的栅极和所述第四NMOS管 (Mn4) 的栅极作为所述复用电压堆叠单元 (301) 的输出端, 其源极均连接接地端 (GND)。

6. 根据权利要求5所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路, 其特征在于, 所述电阻分压模块 (4) 包括第一电阻分压单元 (401) 和第二电阻分压单元 (402), 其中,

所述第一电阻分压单元 (401) 包括第一电阻 (R1)、第二电阻 (R2) 和第三电阻 (R3), 所述第三电阻 (R3)、所述第一电阻 (R1) 和所述第二电阻 (R2) 串接在所述第一通道二级放大单元 (305) 的正输出端 (VOP1) 与负输出端 (VON1) 之间, 所述第一电阻 (R1) 和所述第三电阻 (R3) 之间的节点连接所述第一输入-反馈斩波器 (101) 的反馈端 (Vfb1) 的正输入端, 所述第一电阻 (R1) 和所述第二电阻 (R2) 之间的节点连接所述第一输入-反馈斩波器 (101) 的反馈端 (Vfb1) 的负输入端;

所述第二电阻分压单元 (402) 包括第四电阻 (R4)、第五电阻 (R5) 和第六电阻 (R6), 所述第五电阻 (R5)、所述第四电阻 (R4) 和所述第六电阻 (R6) 串接在所述第二通道二级放大单元 (306) 的正输出端 (VOP2) 与负输出端 (VON2) 之间, 所述第四电阻 (R4) 和所述第五电阻 (R5) 之间的节点连接所述第二输入-反馈斩波器 (102) 的反馈端 (Vfb2) 的正输入端, 所述第四电阻 (R4) 和所述第六电阻 (R6) 之间的节点连接所述第二输入-反馈斩波器 (102) 的反馈端 (Vfb2) 的负输入端。

7. 根据权利要求6所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路, 其特征在于, 所述模拟前端电路还包括纹波抑制模块 (5), 所述纹波抑制模块 (5) 的输入端连接所述两通道放大器模块 (3) 的输出端, 输出端连接所述两通道放大器模块 (3)。

8. 根据权利要求7所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述纹波抑制模块(5)包括依次连接的感应电容单元(501)、解调斩波单元(502)、自动调零积分单元(503)和补偿跨导放大器(GM4),其中,

所述感应电容单元(501)用于感应所述两通道放大器模块(3)输出端的纹波并将其转换为交流电流,包括第一感应电容(C_{s1})、第二感应电容(C_{s2})、第三感应电容(C_{s3})和第四感应电容(C_{s4}),所述解调斩波单元(502)用于对所述纹波进行频率调制,使其频率降低,包括第一解调斩波器(5021)和第二解调斩波器(5022),所述第一感应电容(C_{s1})串接在所述第一通道二级放大单元(305)的正输出端(VOP1)与所述第一解调斩波器(5021)的输入端之间,所述第二感应电容(C_{s2})串接在所述第一通道二级放大单元(305)的负输出端(VON1)与所述第一解调斩波器(5021)的输入端之间,所述第三感应电容(C_{s3})串接在所述第二通道二级放大单元(306)的正输出端(VOP2)与所述第二解调斩波器(5022)的输入端之间,所述第四感应电容(C_{s4})串接在所述第二通道二级放大单元(306)的负输出端(VON2)与所述第二解调斩波器(5022)的输入端之间;

所述自动调零积分单元(503)用于将所述纹波进行积分,得到纹波电压信号;

所述补偿跨导放大器(504)的用于将所述纹波电压信号转换为电流信号补偿到所述复用电流堆叠单元(301)的输出端。

9. 根据权利要求1所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述模拟前端电路还包括电极失调消除模块(6),所述电极失调消除模块(6)的输入端连接所述输入-反馈斩波模块(1)的反馈端,输出端连接所述两通道放大器模块(3)的输入端。

10. 根据权利要求1所述的应用于心电信号采集的模拟前端电路,其特征在于,所述模拟前端电路还包括右腿驱动电路(7),所述右腿驱动电路(7)的输入端连接所述输入-反馈斩波模块(1)的输入端,接收工频干扰信号,输出端(V_D)与人体的右腿相连接。

一种应用于心电信号采集的模拟前端电路

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学工程技术领域，具体涉及一种应用于心电信号采集的模拟前端电路。

背景技术

[0002] 心脏病已经成为危害人类健康的主要疾病之一，据统计，目前全球每年约有1700万人死于心血管疾病，约占全球死亡人数的三分之一，因此，对心血管疾病的诊断、治疗一直被世界各国医学界所重视。心电图是人体最重要的生物电信息之一，它包含有临床诊断心血管疾病的大量信息，是了解心脏功能状况、辅助诊断心血管疾病，评估各种治疗方法的有效性的重要手段。

[0003] 心电信号是一种周期性的电生理信号，经过人体组织传到体表，在体表产生电位差，临床上，利用各种仪器和设备将这些体表产生的电位差测量出来并描绘成曲线，以形成心电图。准确的进行心电信号的采集，为医生提供有效的辅助分析手段是重要而有意义的。由于心电信号幅度和所处的频率比较低，其幅度在0.1-5mV之间，频率在0.5-150Hz范围内，因此心电信号的采集易受到干扰、噪声的影响。目前常用的心电信号采集电路存在精度较低、可靠性较差的问题，而且通常需要通过增加电源电压、增加电流、增加额外的处理电路等方式消除干扰、噪声的影响，这样也导致电路功耗增加、芯片尺寸增大。

发明内容

[0004] 为了解决现有技术中存在的上述问题，本发明提供了一种应用于心电信号采集的模拟前端电路。本发明要解决的技术问题通过以下技术方案实现：

[0005] 本发明提供了一种应用于心电信号采集的模拟前端电路，包括：输入-反馈斩波模块、电容耦合模块、两通道放大器模块和电阻分压模块，其中，所述输入-反馈斩波模块具有两个心电信号端，用于接收两路心电信号的输入，并将所述心电信号进行频率调制后输出至所述电容耦合模块；

[0006] 所述电容耦合模块连接所述两通道放大器模块，用于对频率调制后的心电信号耦合处理后输出至所述两通道放大器模块；

[0007] 所述两通道放大器模块连接所述电阻分压模块，用于将耦合处理后的心电信号进行放大后输出至所述电阻分压模块；

[0008] 所述电阻分压模块连接所述输入-反馈斩波模块的反馈端，用于对放大后的心电信号进行分压处理后输出至所述输入-反馈斩波模块的反馈端。

[0009] 在本发明的一个实施例中，所述输入-反馈斩波模块包括第一输入-反馈斩波器和第二输入-反馈斩波器，其中，

[0010] 所述第一输入-反馈斩波器的心电信号端接收第一心电信号，用于对所述第一心电信号进行频率调制使其频率升高后，输出至所述电容耦合模块；

[0011] 所述第二输入-反馈斩波器的心电信号端接收第二心电信号，用于对所述第二心

电信号进行频率调制使其频率升高后,输出至所述电容耦合模块。

[0012] 在本发明的一个实施例中,所述电容耦合模块包括第一输入电容、第二输入电容、第三输入电容、第四输入电容、第一反馈电容、第二反馈电容、第三反馈电容和第四反馈电容,其中,

[0013] 所述第一输入电容、所述第二输入电容、所述第一反馈电容和所述第二反馈电容并联在所述第一输入-反馈斩波器的输出端与所述两通道放大器模块的输入端之间;

[0014] 所述第三输入电容、所述第四输入电容、所述第三反馈电容和所述第四反馈电容并联在所述第二输入-反馈斩波器的输出端与所述两通道放大器模块的输入端之间。

[0015] 在本发明的一个实施例中,所述两通道放大器模块包括复用电流堆叠单元、第一通道一级放大单元、第二通道一级放大单元、输出斩波单元、第一通道二级放大单元和第二通道二级放大单元,其中,

[0016] 所述复用电流堆叠单元输入端连接所述电容耦合模块的输出端,输出端连接所述第一通道一级放大单元和所述第二通道一级放大单元的输入端,所述复用电流堆叠单元用于将接收到的两路心电信号转换为相应的两路电流信号;

[0017] 所述第一通道一级放大单元和所述第二通道一级放大单元的输出端连接所述输出斩波单元的输入端,所述输出斩波单元的输出端连接所述第一通道二级放大单元和所述第二通道二级放大单元的输入端。

[0018] 在本发明的一个实施例中,所述复用电流堆叠单元包括第一PMOS管、第二PMOS管、第三PMOS管、第四PMOS管、第五PMOS管、第六PMOS管、第七PMOS管、第一NMOS管、第二NMOS管、第三NMOS管和第四NMOS管,其中,

[0019] 所述第一PMOS管的栅极连接电压端,源极连接电源电压端,漏极连接所述第二PMOS管的源极和所述第三PMOS管的源极;

[0020] 所述第二PMOS管的栅极作为第一通道正输入端,漏极连接所述第四PMOS管的源极和所述第五PMOS管的源极,所述第三PMOS管的栅极作为第一通道负输入端,漏极连接所述第六PMOS管的源极和所述第七PMOS管的源极,所述第一通道正输入端连接所述第一输入电容和所述第二反馈电容,所述第一通道负输入端连接所述第二输入电容和所述第一反馈电容;

[0021] 所述第四PMOS管的栅极和所述第七PMOS管的栅极均作为第二通道正输入端,所述第五PMOS管的栅极和所述第六PMOS管的栅极均作为第二通道负输入端,所述第四PMOS管的漏极连接所述第一NMOS管的栅极和漏极,所述第五PMOS管的漏极连接所述第二NMOS管的栅极和漏极,所述第六PMOS管的漏极连接所述第三NMOS管的栅极和漏极,所述第七PMOS管的漏极连接所述第四NMOS管的栅极和漏极,所述第二通道正输入端连接所述第三输入电容和所述第四反馈电容,所述第二通道负输入端连接所述第四输入电容和所述第三反馈电容;

[0022] 所述第一NMOS管的栅极、所述第二NMOS管的栅极、所述第三NMOS管的栅极和所述第四NMOS管的栅极作为所述复用电流堆叠单元的输出端,其源极均连接接地端。

[0023] 在本发明的一个实施例中,所述电阻分压模块包括第一电阻分压单元和第二电阻分压单元,其中,

[0024] 所述第一电阻分压单元包括第一电阻、第二电阻和第三电阻,所述第三电阻、所述第一电阻和所述第二电阻串接在所述第一通道二级放大单元的正输出端与负输出端之间,

所述第一电阻和所述第三电阻之间的节点连接所述第一输入-反馈斩波器的反馈端的正输入端,所述第一电阻和所述第二电阻之间的节点连接所述第一输入-反馈斩波器的反馈端的负输入端;

[0025] 所述第二电阻分压单元包括第四电阻、第五电阻和第六电阻,所述第五电阻、所述第四电阻和所述第六电阻串接在所述第二通道二级放大单元的正输出端与负输出端之间,所述第四电阻和所述第五电阻之间的节点连接所述第二输入-反馈斩波器的反馈端的正输入端,所述第四电阻和所述第六电阻之间的节点连接所述第二输入-反馈斩波器的反馈端的负输入端。

[0026] 在本发明的一个实施例中,所述模拟前端电路还包括纹波抑制模块,所述纹波抑制模块的输入端连接所述两通道放大器模块的输出端,输出端连接所述两通道放大器模块。

[0027] 在本发明的一个实施例中,所述纹波抑制模块包括依次连接的感应电容单元、解调斩波单元、自动调零积分单元和补偿跨导放大器,其中,

[0028] 所述感应电容单元用于感应所述两通道放大器模块输出端的纹波并将其转换为交流电流,包括第一感应电容、第二感应电容、第三感应电容和第四感应电容,所述解调斩波单元用于对所述纹波进行频率调制,使其频率降低,包括第一解调斩波器和第二解调斩波器,所述第一感应电容串接在所述第一通道二级放大单元的正输出端与所述第一解调斩波器的输入端之间,所述第二感应电容串接在所述第一通道二级放大单元的负输出端与所述第一解调斩波器的输入端之间,所述第三感应电容串接在所述第二通道二级放大单元的正输出端与所述第二解调斩波器的输入端之间,所述第四感应电容串接在所述第二通道二级放大单元的负输出端与所述第二解调斩波器的输入端之间;

[0029] 所述自动调零积分单元用于将所述纹波进行积分,得到纹波电压信号;

[0030] 所述补偿跨导放大器的用于将所述纹波电压信号转换为电流信号补偿到所述复用电流堆叠单元的输出端。

[0031] 在本发明的一个实施例中,所述模拟前端电路还包括电极失调消除模块,所述电极失调消除模块的输入端连接所述输入-反馈斩波模块的反馈端,输出端连接所述两通道放大器模块的输入端。

[0032] 在本发明的一个实施例中,所述模拟前端电路还包括右腿驱动电路,所述右腿驱动电路的输入端连接所述输入-反馈斩波模块的输入端,接收工频干扰信号,输出端与人体的右腿相连接。

[0033] 与现有技术相比,本发明的有益效果在于:

[0034] 本发明的应用于心电信号采集的模拟前端电路,采用两通道放大器模块采集心电信号,提高了心电信号采集的可靠性,两通道放大器模块设置有复用电流堆叠单元,可以降低模拟前端电路的功耗,利用输入-反馈斩波模块、电容耦合模块、两通道放大器模块以及电阻分压模块组成的输入阻抗提高电路,可以提高模拟前端电路的输入阻抗,减小心电信号幅度的衰减,从而完整地获取心电信号,提高心电信号采集的精度。

[0035] 上述说明仅是本发明技术方案的概述,为了能够更清楚了解本发明的技术手段,而可依照说明书的内容予以实施,并且为了让本发明的上述和其他目的、特征和优点能够更明显易懂,以下特举较佳实施例,并配合附图,详细说明如下。

附图说明

- [0036] 图1是本发明实施例提供的一种应用于心电信号采集的模拟前端电路的示意图；
- [0037] 图2是本发明实施例提供的另一种应用于心电信号采集的模拟前端电路的示意图；
- [0038] 图3是本发明实施例提供的一种两通道放大器模块的电路图；
- [0039] 图4是本发明实施例提供的又一种应用于心电信号采集的模拟前端电路的示意图；
- [0040] 图5是本发明实施例提供的一种纹波抑制模块的电路图；
- [0041] 图6是本发明实施例提供的一种补偿跨导放大器的电路连接图；
- [0042] 图7是本发明实施例提供的一种电极失调消除模块的电路图；
- [0043] 图8是本发明实施例提供的一种右腿驱动电路的电路图。

具体实施方式

[0044] 为了进一步阐述本发明为达成预定发明目的所采取的技术手段及功效,以下结合附图及具体实施方式,对依据本发明提出的一种应用于心电信号采集的模拟前端电路进行详细说明。

[0045] 有关本发明的前述及其他技术内容、特点及功效,在以下配合附图的具体实施方式详细说明中即可清楚地呈现。通过具体实施方式的说明,可对本发明为达成预定目的所采取的技术手段及功效进行更加深入且具体地了解,然而所附附图仅是提供参考与说明之用,并非用来对本发明的技术方案加以限制。

[0046] 实施例一

[0047] 请参见图1,图1是本发明实施例提供的一种应用于心电信号采集的模拟前端电路的示意图,如图所示,本实施例的应用于心电信号采集的模拟前端电路包括,输入-反馈斩波模块1、电容耦合模块2、两通道放大器模块3和电阻分压模块4,其中,输入-反馈斩波模块1具有两个心电信号端 V_{in1} 和 V_{in2} ,用于接收两路心电信号的输入,并将所述心电信号进行频率调制后输出至电容耦合模块2,电容耦合模块2连接两通道放大器模块3,用于对频率调制后的心电信号耦合处理后输出至两通道放大器模块3,两通道放大器模块3连接电阻分压模块4,用于将耦合处理后的心电信号进行放大后输出至电阻分压模块4,电阻分压模块4连接输入-反馈斩波模块1的反馈端 V_{fb1} 和 V_{fb2} ,用于对放大后的心电信号进行分压处理后输出至输入-反馈斩波模块1的反馈端 V_{fb1} 和 V_{fb2} ,从而提高所述模拟前端电路的输入阻抗,减小所述心电信号幅度的衰减。在本实施例中,两路所述心电信号均为差分信号。电阻分压模块4将放大后的心电信号衰减至与接收的两路心电信号的电压相等。

[0048] 本实施例的应用于心电信号采集的模拟前端电路,采用两通道放大器模块3采集心电信号,同时采集左胸和右胸以及左手腕和右手腕的心电信号,提高了心电信号采集的可靠性。利用输入-反馈斩波模块1、电容耦合模块2、两通道放大器模块3以及电阻分压模块4组成的输入阻抗提高电路,可以提高模拟前端电路的输入阻抗,减小心电信号幅度的衰减,从而完整地获取心电信号,提高心电信号采集的精度。

[0049] 具体地,请参见图2,图2是本发明实施例提供的另一种应用于心电信号采集的模拟前端电路的示意图,如图所示,输入-反馈斩波模块1包括第一输入-反馈斩波器101和第

二输入-反馈斩波器102,其中,第一输入-反馈斩波器101的心电信号端Vin1接收第一心电信号,用于对所述第一心电信号进行频率调制使其频率升高后,输出至电容耦合模块2;第二输入-反馈斩波器102的心电信号端Vin2接收第二心电信号,用于对所述第二心电信号进行频率调制使其频率升高后,输出至电容耦合模块2。在本实施例中,第一输入-反馈斩波器101和第二输入-反馈斩波器102的斩波频率是5KHz,本领域技术人员可以根据其调频参数搭建电路,对其具体电路结构不做限制。电容耦合模块2包括第一输入电容 C_{in1} 、第二输入电容 C_{in2} 、第三输入电容 C_{in3} 、第四输入电容 C_{in4} 、第一反馈电容 C_{fb1} 、第二反馈电容 C_{fb2} 、第三反馈电容 C_{fb3} 和第四反馈电容 C_{fb4} ,其中,第一输入电容 C_{in1} 、第二输入电容 C_{in2} 、第一反馈电容 C_{fb1} 和第二反馈电容 C_{fb2} 并联在第一输入-反馈斩波器101的输出端与两通道放大器模块3的输入端之间;第三输入电容 C_{in3} 、第四输入电容 C_{in4} 、第三反馈电容 C_{fb3} 和第四反馈电容 C_{fb4} 并联在第二输入-反馈斩波器102的输出端与两通道放大器模块3的输入端之间。

[0050] 进一步地,两通道放大器模块3包括复用电流堆叠单元301、第一通道一级放大单元302、第二通道一级放大单元303、输出斩波单元304、第一通道二级放大单元305和第二通道二级放大单元306,其中,复用电流堆叠单元301输入端连接电容耦合模块2的输出端,输出端连接第一通道一级放大单元302和第二通道一级放大单元303的输入端,复用电流堆叠单元301用于将接收到的两路心电信号转换为相应的两路电流信号;第一通道一级放大单元302和第二通道一级放大单元303的输出端连接输出斩波单元304的输入端,输出斩波单元304的输出端连接第一通道二级放大单元305和第二通道二级放大单元306的输入端,使得两路电流信号依次经过一次放大、频率调制、二次放大处理后得到输出信号。在本实施例中,采用复用电流堆叠单元301同时对第一通道和第二通道的放大单元提供工作电流,可以降低模拟前端电路的功耗。

[0051] 进一步地,电阻分压模块4包括第一电阻分压单元401和第二电阻分压单元402,其中,第一电阻分压单元401包括第一电阻R1、第二电阻R2和第三电阻R3,第三电阻R3、第一电阻R1和第二电阻R2串接在第一通道二级放大单元305的正输出端VOP1与负输出端VON1之间,第一电阻R1和第三电阻R3之间的节点连接第一输入-反馈斩波器101的反馈端Vfb1的正输入端,第一电阻R1和第二电阻R2之间的节点连接第一输入-反馈斩波器101的反馈端Vfb1的负输入端;第二电阻分压单元402包括第四电阻R4、第五电阻R5和第六电阻R6,第五电阻R5、第四电阻R4和第六电阻R6串接在第二通道二级放大单元306的正输出端VOP2与负输出端VON2之间,第四电阻R4和第五电阻R5之间的节点连接第二输入-反馈斩波器102的反馈端Vfb2的正输入端,第四电阻R4和第六电阻R6之间的节点连接第二输入-反馈斩波器102的反馈端Vfb2的负输入端。

[0052] 在本实施例中,电阻分压模块4与输入-反馈斩波模块1、电容耦合模块2和两通道放大器模块3构成输入阻抗提高电路,在所述输入阻抗提高电路中,输入-反馈斩波模块1一方面用于将所述心电信号和由电阻分压模块4输出的反馈信号调制到斩波频率出,另一方面用于在将两通道放大器模块3的失调和闪烁噪声分离的同时保持输入信号与反馈信号之间的动态交换。例如,在时刻1时输入电容(C_{in1} 、 C_{in2} 、 C_{in3} 、 C_{in4})用于将输入的心电信号转换为电流信号,反馈电容(C_{fb1} 、 C_{fb2} 、 C_{fb3} 、 C_{fb4})用于将经过输入-反馈斩波模块1反馈信号转换为电流信号,在时刻2时反馈电容(C_{fb1} 、 C_{fb2} 、 C_{fb3} 、 C_{fb4})用于将输入的心电信号转换为电流信号,输入电容(C_{in1} 、 C_{in2} 、 C_{in3} 、 C_{in4})用于将经过输入-反馈斩波模块1反馈信号转换为电流信

号,也就是输入电容 (C_{in1} 、 C_{in2} 、 C_{in3} 、 C_{in4}) 和反馈电容 (C_{fb1} 、 C_{fb2} 、 C_{fb3} 、 C_{fb4}) 的作用会发生交换,以完成输入信号与反馈信号之间的动态交换。

[0053] 电阻分压模块4用于将两通道放大器模块3的输出信号衰减到与输入的心电信号的电压相等,通过输入-反馈斩波模块1的心电信号端 (V_{in1} 和 V_{in2}) 与反馈端 (V_{fb1} 和 V_{fb2}) 的信号之间的动态交换,对输入电容 (C_{in1} 、 C_{in2} 、 C_{in3} 、 C_{in4}) 与反馈电容 (C_{fb1} 、 C_{fb2} 、 C_{fb3} 、 C_{fb4}) 充电,从而提高所述模拟前端电路输入阻抗,使得心电信号的幅度衰减减小,从而完整地获取心电信号,提高心电信号采集的精度。

[0054] 在本实施例中,两通道放大器模块3的具体电路结构请参见图3,图3是本发明实施例提供的一种两通道放大器模块的电路图,如图所示,复用电流堆叠单元301包括第一PMOS管Mp1、第二PMOS管Mp2、第三PMOS管Mp3、第四PMOS管Mp4、第五PMOS管Mp5、第六PMOS管Mp6、第七PMOS管Mp7、第一NMOS管Mn1、第二NMOS管Mn2、第三NMOS管Mn3和第四NMOS管Mn4。其中,第一PMOS管Mp1的栅极连接电压端VB,源极连接电源电压端VDD,漏极连接第二PMOS管Mp2的源极和第三PMOS管Mp3的源极;第二PMOS管Mp2的栅极作为第一通道正输入端VIP1,漏极连接第四PMOS管Mp4的源极和第五PMOS管Mp5的源极,第三PMOS管Mp3的栅极作为第一通道负输入端VIN1,漏极连接第六PMOS管Mp6的源极和第七PMOS管Mp7的源极,第一通道正输入端VIP1连接第一输入电容 C_{in1} 和第二反馈电容 C_{fb2} ,第一通道负输入端VIN1连接第二输入电容 C_{in2} 和第一反馈电容 C_{fb1} ;第四PMOS管Mp4的栅极和第七PMOS管Mp7的栅极均作为第二通道正输入端VIP2,第五PMOS管Mp5的栅极和第六PMOS管Mp6的栅极均作为第二通道负输入端VIN2,第四PMOS管Mp4的漏极连接第一NMOS管Mn1的栅极和漏极,第五PMOS管Mp5的漏极连接第二NMOS管Mn2的栅极和漏极,第六PMOS管Mp6的漏极连接第三NMOS管Mn3的栅极和漏极,第七PMOS管Mp7的漏极连接第四NMOS管Mn4的栅极和漏极,第二通道正输入端VIP2连接第三输入电容 C_{in3} 和第四反馈电容 C_{fb4} ,第二通道负输入端VIN2连接第四输入电容 C_{in4} 和第三反馈电容 C_{fb3} ;第一NMOS管Mn1的栅极、第二NMOS管Mn2的栅极、第三NMOS管Mn3的栅极和第四NMOS管Mn4的栅极作为复用电流堆叠单元301的输出端,其源极均连接接地端GND。

[0055] 第一通道一级放大单元302用于对输入的一路心电信号进行放大,包括第八PMOS管Mp8、第九PMOS管Mp9、第十PMOS管Mp10、第十一PMOS管Mp11、第十二PMOS管Mp12、第十三PMOS管Mp13、第五NMOS管Mn5、第六NMOS管Mn6、第七NMOS管Mn7、第八NMOS管Mn8、第九NMOS管Mn9、第十NMOS管Mn10、第十一NMOS管Mn11和第十二NMOS管Mn12。具体连接关系参照图3,其中,第九NMOS管Mn9的栅极连接第四NMOS管Mn4的栅极,第十NMOS管Mn10的栅极连接第三NMOS管Mn3的栅极,第十一NMOS管Mn11的栅极连接第一NMOS管Mn1的栅极,第十二NMOS管Mn12的栅极连接第二NMOS管Mn2的栅极。第一NMOS管Mn1、第二NMOS管Mn2、第三NMOS管Mn3、第四NMOS管Mn4和第九NMOS管Mn9、第十NMOS管Mn10、第十一NMOS管Mn11、第十二NMOS管Mn12形成电流镜结构。第十PMOS管Mp10、第十一PMOS管Mp11、第七NMOS管Mn7、第八NMOS管Mn8形成共源共栅放大器结构。

[0056] 第二通道一级放大单元303用于对输入的另一路心电信号进行放大,包括第十六PMOS管Mp16、第十七PMOS管Mp17、第十八PMOS管Mp18、第十九PMOS管Mp19、第二十PMOS管Mp20、第二十一PMOS管Mp21、第十五NMOS管Mn15、第十六NMOS管Mn16、第十七NMOS管Mn17、第十八NMOS管Mn18、第十九NMOS管Mn19、第二十NMOS管Mn20、第二十一NMOS管Mn21和第二十二NMOS管Mn22。具体连接关系参照图3,其中,第十九PMOS管Mp19的栅极第四NMOS管Mn4的栅

极,第二十NMOS管Mn20的栅极连接第一NMOS管Mn1的栅极,第二十一NMOS管Mn21的栅极连接第三NMOS管Mn3的栅极,第二十二NMOS管Mn22的栅极连接第二NMOS管Mn2的栅极。第一NMOS管Mn1、第二NMOS管Mn2、第三NMOS管Mn3、第四NMOS管Mn4和第十九NMOS管Mn19、第二十NMOS管Mn20、第二十一NMOS管Mn21、第二十二NMOS管Mn22形成电流镜结构。第十八PMOS管Mp18、第十九PMOS管Mp19、第十七NMOS管Mn17和第十八NMOS管Mn18形成共源共栅放大器结构。

[0057] 第一输出斩波器A、第二输出斩波器B、第三输出斩波器C和第四输出斩波器D组成输出斩波单元304,其中,第一输出斩波器A和第二输出斩波器B用于将第一通道一级放大单元302的输出信号调制到低频处,也就是将第一输入-反馈斩波器101调制到高频的心电信号再调制到心电信号原有的频率处(0.5-150Hz);第三输出斩波器C和第四输出斩波器D用于将第二通道一级放大单元303的输出信号调制到低频处,也就是将第二输入-反馈斩波器102调制到高频的心电信号再调制到心电信号原有的频率处(0.5-150Hz)。在本实施例中,对于第一输出斩波器A、第二输出斩波器B、第三输出斩波器C和第四输出斩波器D,本领域技术人员可以根据其调频参数搭建电路,对其具体电路结构不做限制。

[0058] 第一通道二级放大单元305用于提高输入信号的输出摆幅,包括第十四PMOS管Mp14、第十五PMOS管Mp15、第十三NMOS管Mn13和第十四NMOS管Mn14。具体连接关系参照图3,其中,第十四PMOS管Mp14、第十五PMOS管Mp15、第十三NMOS管Mn13和第十四NMOS管Mn14组成共源极结构。在本实施例中,第十二PMOS管Mp12、第十三PMOS管Mp13、第五NMOS管Mn5和第六NMOS管Mn6与第一通道一级放大单元302以及第一通道二级放大单元305组成Class-AB结构,增大了输出摆幅,此外还包括补偿电容(C1、C2、C3、C4)以及调零电阻(R7、R8、R9、R10),所述补偿电容和所述调零电阻用于调节相位裕度。

[0059] 第二通道二级放大单元306用于提高输入信号的输出摆幅,包括第二十二PMOS管Mp22、第二十三PMOS管Mp23、第二十三NMOS管Mn23和第二十四NMOS管Mn24。具体连接关系参照图3,其中,第二十二PMOS管Mp22、第二十三PMOS管Mp23、第二十三NMOS管Mn23和第二十四NMOS管Mn24组成共源极结构。在本实施例中,第二十PMOS管Mp20、第二十一PMOS管Mp21、第十五NMOS管Mn15和第十六NMOS管Mn16与第二通道一级放大单元303以及第二通道二级放大单元306组成Class-AB结构,增大了输出摆幅。此外,还包括补偿电容(C5、C6、C7、C8)以及调零电阻(R11、R12、R13、R14),所述补偿电容和所述调零电阻用于调节相位裕度。

[0060] 实施例二

[0061] 本实施例提供了另一种应用于心电信号采集的模拟前端电路,与实施例一相比本实施例的模拟前端电路还包括纹波抑制模块5、电极失调消除模块6和右腿驱动电路7。请参见图4,图4是本发明实施例提供的又一种应用于心电信号采集的模拟前端电路的示意图。如图所示,所述模拟前端电路包括输入-反馈斩波模块1、电容耦合模块2、两通道放大器模块3、电阻分压模块4、纹波抑制模块5、电极失调消除模块6和右腿驱动电路7,其中,输入-反馈斩波模块1、电容耦合模块2、两通道放大器模块3和电阻分压模块4与实施例一相同,在此不再赘述。

[0062] 在本实施例中,纹波抑制模块5的输入端连接两通道放大器模块3的输出端,输出端连接两通道放大器模块3,纹波抑制模块5用于抑制两通道放大器模块3的失调电压和闪烁噪声。电极失调消除模块6的输入端连接输入-反馈斩波模块1的反馈端,输出端连接两通道放大器模块3的输入端,电极失调消除模块6用于抑制模拟前端电路的直流失调电压。右

腿驱动电路7的输入端连接输入-反馈斩波模块1的输入端,接收工频干扰信号,输出端 V_D 与人体的右腿相连接,用于抑制电源线引起的共模干扰。

[0063] 具体地,请参见图5,图5是本发明实施例提供的一种纹波抑制模块的电路图,如图所示,纹波抑制模块5包括依次连接的感应电容单元501、解调斩波单元502、自动调零积分单元503和补偿跨导放大器GM4。其中,感应电容单元501用于感应两通道放大器模块3输出端的纹波并将其转换为电流,包括第一感应电容 C_{s1} 、第二感应电容 C_{s2} 、第三感应电容 C_{s3} 和第四感应电容 C_{s4} ,解调斩波单元502用于对纹波进行频率调制,使其频率降低,包括第一解调斩波器5021和第二解调斩波器5022,在本实施例中,对于第一解调斩波器5021和第二解调斩波器5022,本领域技术人员可以根据其调频参数搭建电路,对其具体电路结构不做限制。第一感应电容 C_{s1} 串接在第一通道二级放大单元305的正输出端 V_{OP1} 与第一解调斩波器5021的输入端之间,第二感应电容 C_{s2} 串接在第一通道二级放大单元305的负输出端 V_{ON1} 与第一解调斩波器5021的输入端之间,第三感应电容 C_{s3} 串接在第二通道二级放大单元306的正输出端 V_{OP2} 与第二解调斩波器5022的输入端之间,第四感应电容 C_{s4} 串接在第二通道二级放大单元306的负输出端 V_{ON2} 与第二解调斩波器5022的输入端之间。在第一感应电容 C_{s1} 、第二感应电容 C_{s2} 、第三感应电容 C_{s3} 、第四感应电容 C_{s4} 和交流地端之间分别串接有第二开关管 Φ_2 。

[0064] 自动调零积分单元503用于将纹波进行积分,得到纹波电压信号,包括调零电容(C_{az1} 、 C_{az2} 、 C_{az3} 、 C_{az4})、积分电容(C_{int1} 、 C_{int2} 、 C_{int3} 、 C_{int4})和放大器GM3,具体电路结构参见图5,在放大器GM3的输入端与输出端之间串接有第二开关管 Φ_2 。

[0065] 补偿跨导放大器GM4的用于将纹波电压信号转换为电流信号补偿到复用电流堆叠单元301的输出端,用于抑制两通道放大器模块3的失调电压和闪烁噪声,从而抑制其输出端的高频大幅度纹波。在自动调零积分单元503的输出端和补偿跨导放大器GM4的输入端之间串接有第一开关管 Φ_1 。在本实施例中,第一开关管 Φ_1 和第二开关管 Φ_2 用于接收时钟信号互补的两个控制时钟信号,在所述控制时钟信号的控制下对放大器GM3的失调进行消除。

[0066] 请结合参见图6,图6是本发明实施例提供的一种补偿跨导放大器的电路连接图,如图所示,补偿跨导放大器GM4包括第二十四PMOS管Mp24、第二十五PMOS管Mp25、第二十六PMOS管Mp26、第二十七PMOS管Mp27、第二十八PMOS管Mp28、第二十九PMOS管Mp29和第三十PMOS管Mp30。其中,第二十四PMOS管Mp24的栅极连接电压端VB,源极连接第一PMOS管Mp1的源极,漏极连接第二十五PMOS管Mp25的源极和第二十六PMOS管Mp26的源极,第二十五PMOS管Mp25的漏极连接第二十七PMOS管Mp27的源极和第二十八PMOS管Mp28的源极,第二十六PMOS管Mp26的漏极连接第二十九PMOS管Mp29的源极和第三十PMOS管Mp30的源极,第二十八PMOS管Mp28的栅极与第二十九PMOS管Mp29的栅极连接。第二十五PMOS管Mp25、第二十六PMOS管Mp26、第二十七PMOS管Mp27、第二十八PMOS管Mp28、第二十九PMOS管Mp29和第三十PMOS管Mp30的栅极作为补偿跨导放大器GM4的输入端。第二十七PMOS管Mp27、第二十八PMOS管Mp28、第二十九PMOS管Mp29和第三十PMOS管Mp30的漏极作为补偿跨导放大器GM4的输出端,其中,第二十七PMOS管Mp27的漏极连接第一NMOS管Mn1的栅极,第二十八PMOS管Mp28的漏极连接第二NMOS管Mn2的栅极,第二十九PMOS管Mp29的漏极连接第三NMOS管Mn3的栅极,第三十PMOS管Mp30的漏极连接第四NMOS管Mn4的栅极。

[0067] 进一步地,请参见图7,图7是本发明实施例提供的一种电极失调消除模块的电路图,如图所示,电极失调消除模块6包括依次连接的斩波积分单元601、调制斩波单元602和反馈电容单元603,具体电路结构参见图7,其中,斩波积分单元601包括等效电阻部6011、第一斩波器6012、第二斩波器6013、斩波放大器GM5以及积分电容(C_{int5} 、 C_{int6} 、 C_{int7} 、 C_{int8}),斩波积分单元601用于对两通道放大器模块3输出端的电极失调信号进行积分,并将斩波放大器GM5的闪烁噪声调制到高频处。其中,等效电阻部6011包括第一开关管 Φ_1 、第二开关管 Φ_2 以及电容(C_{s5} 、 C_{s6} 、 C_{s7} 、 C_{s8}),具体连接关系参见图7,在本实施例中,第一开关管 Φ_1 和第二开关管 Φ_2 用于接收时钟信号互补的两个控制时钟信号,第一开关管 Φ_1 、第二开关管 Φ_2 以及电容(C_{s5} 、 C_{s6} 、 C_{s7} 、 C_{s8})组成开关电容电路可等效为电阻。调制斩波单元602包括第一调制斩波器6021和第二调制斩波器6022,用于将积分后的电极失调信号调制到斩波频率处,在本实施例中,对于第一调制斩波器6021和第二调制斩波器6022,本领域技术人员可以根据其调频参数搭建电路,对其具体电路结构不做限制。

[0068] 反馈电容单元603用于将调制后的电极失调信号转换为电流信号,并将其反馈到两通道放大器模块3的输入端,可以抑制由电极失配引起的直流失调电压。反馈电容单元603包括第一反馈电容 C_{hp1} 、第二反馈电容 C_{hp2} 、第三反馈电容 C_{hp3} 和第四反馈电容 C_{hp4} ,其中,第一反馈电容 C_{hp1} 串接在第一调制斩波器6021的输出端与两通道放大器模块3的第一通道正输入端VIP1之间,第二反馈电容 C_{hp2} 串接在第一调制斩波器6021的输出端与两通道放大器模块3的第一通道负输入端VIN1之间,第三反馈电容 C_{hp3} 串接在第二调制斩波器6022的输出端与两通道放大器模块3的第二通道正输入端VIP2之间,第四反馈电容 C_{hp4} 串接在第二调制斩波器6022的输出端与两通道放大器模块3的第二通道负输入端VIN2之间。

[0069] 进一步地,请参见图8,图8是本发明实施例提供的一种右腿驱动电路的电路图,如图所示,右腿驱动电路7包括第一单位增益跟随器A1、第二单位增益跟随器A2、第三单位增益跟随器A3、反相放大器A4,第十五电阻R15、第十六电阻R16、第十七电阻R17、第十八电阻R18、第十九电阻R19和第九电容C9。其中,第一单位增益跟随器A1和第二单位增益跟随器A2的正输入端作为右腿驱动电路7的输入端连接输入-反馈斩波模块1的输入端,接收工频干扰信号,第一单位增益跟随器A1的负输入端连接其输出端,第二单位增益跟随器A2的负输入端连接其输出端,第十五电阻R15串接在第一单位增益跟随器A1的输出端与第三单位增益跟随器A3的正输入端之间,第十六电阻R16串接在第二单位增益跟随器A2的输出端与第三单位增益跟随器A3的正输入端之间,第三单位增益跟随器A3的负输入端连接其输出端,第十七电阻R17串接在第三单位增益跟随器A3的输出端与反相放大器A4的负输入端之间,反相放大器A4的正输入端连接交流地端,第十八电阻R18和第九电容C9并联在反相放大器A4的负输入端与输出端之间,反相放大器A4的连接第十九电阻R19的一端,第十九电阻R19的另一端作为右腿驱动电路7的输出端 V_D 与人体的右腿相连接。

[0070] 在本实施例中,第十五电阻R15和第十六电阻R16作为采样电阻用于获得电源线引起的共模干扰信号,第三单位增益跟随器A3用于缓冲和隔离前后级电路,反相放大器A4用于将共模干扰信号反相放大,补偿到人体右腿,从而消除电源线引起的共模干扰,第十九电阻R19作为保护电阻用于避免产生电流过大,对人体造成危害。其中,第十五电阻R15和第十六电阻R16的阻值均为25K Ω ,第十七电阻R17的阻值为10K Ω ,第十八电阻R18的阻值为1M

Ω ,第十九电阻R19的阻值为100K Ω ,第九电容C9的电容值为1nF。

[0071] 本实施例的应用于心电信号采集的模拟前端电路,设置有纹波抑制模块、电极失调消除模块和右腿驱动电路,分别用于抑制两通道放大器模块的失调电压和闪烁噪声、模拟前端电路的直流失调电压以及电源线引起的共模干扰,进一步地提高心电信号采集的精度。

[0072] 以上内容是结合具体的优选实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

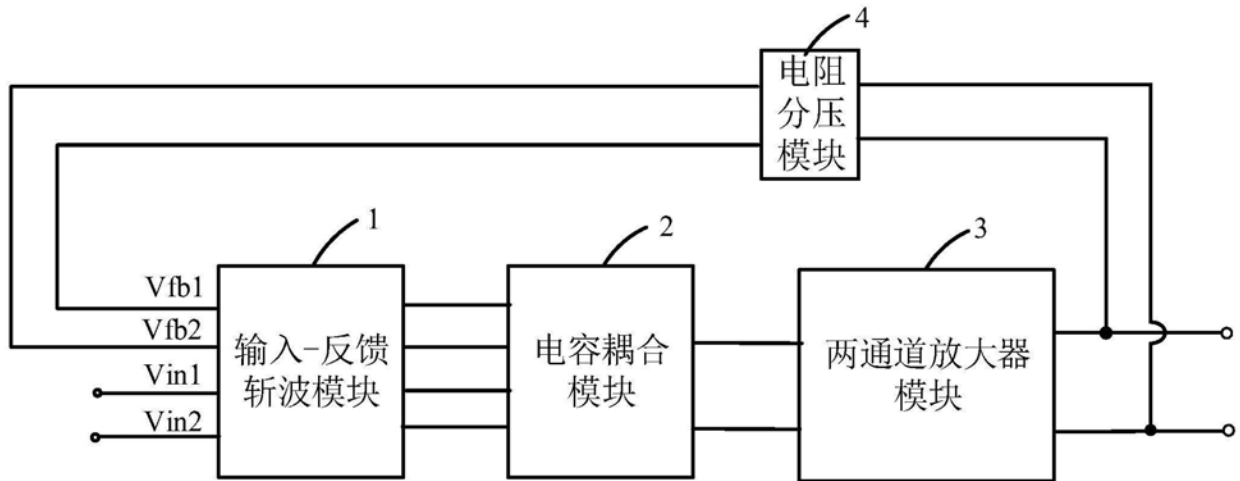


图1

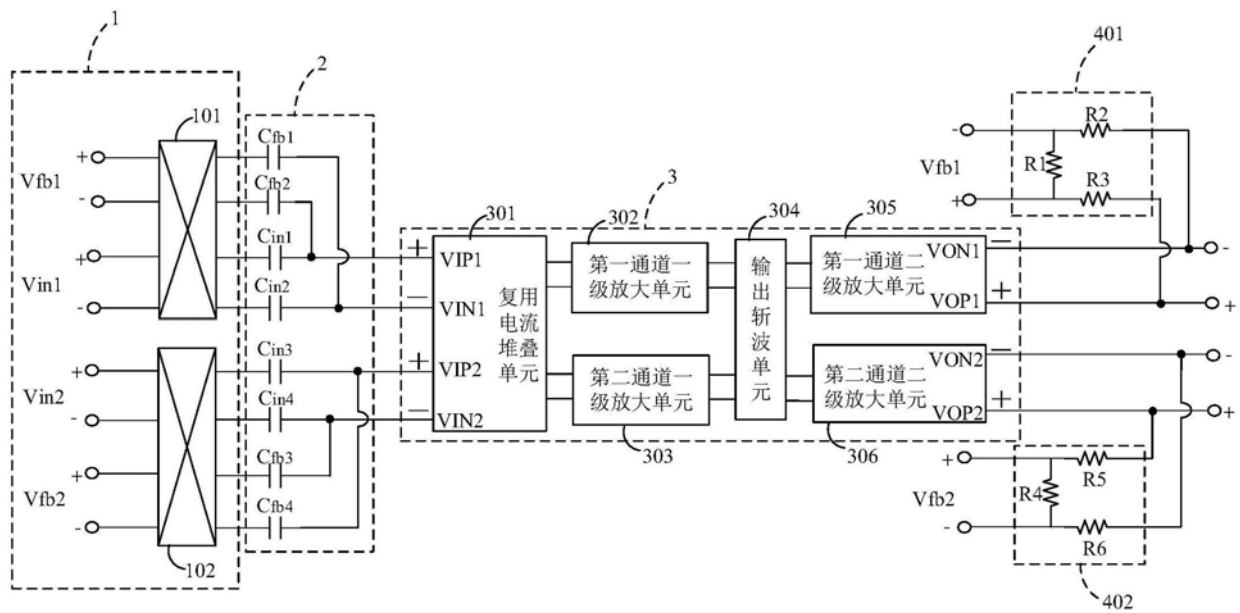


图2

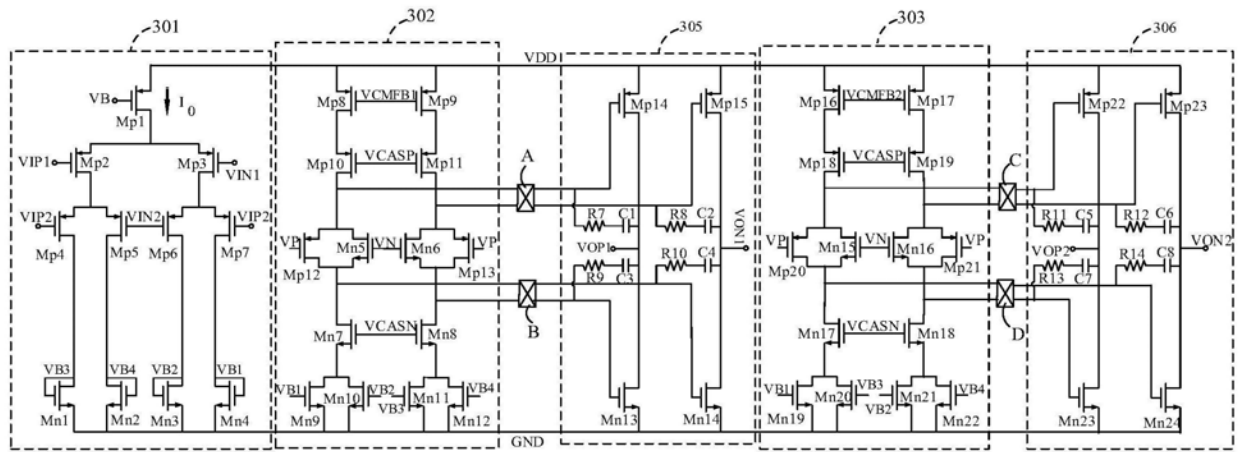


图3

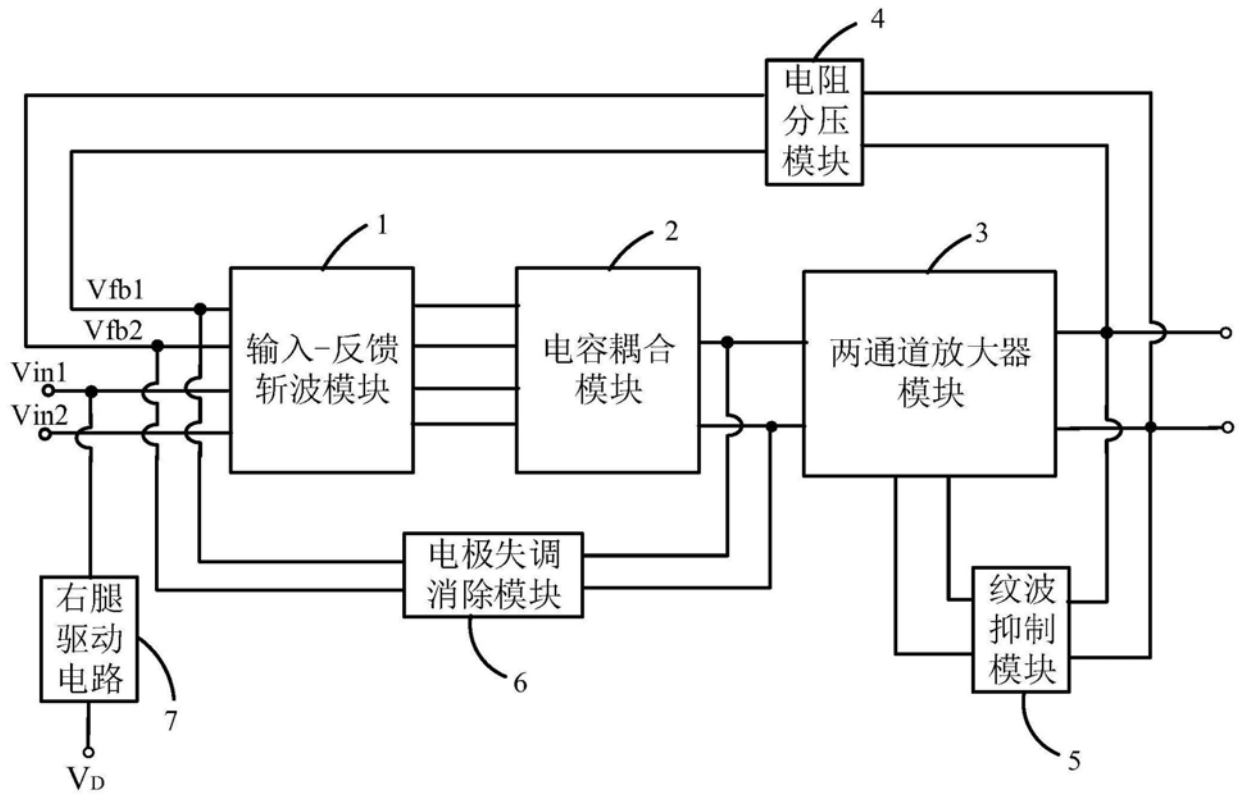


图4

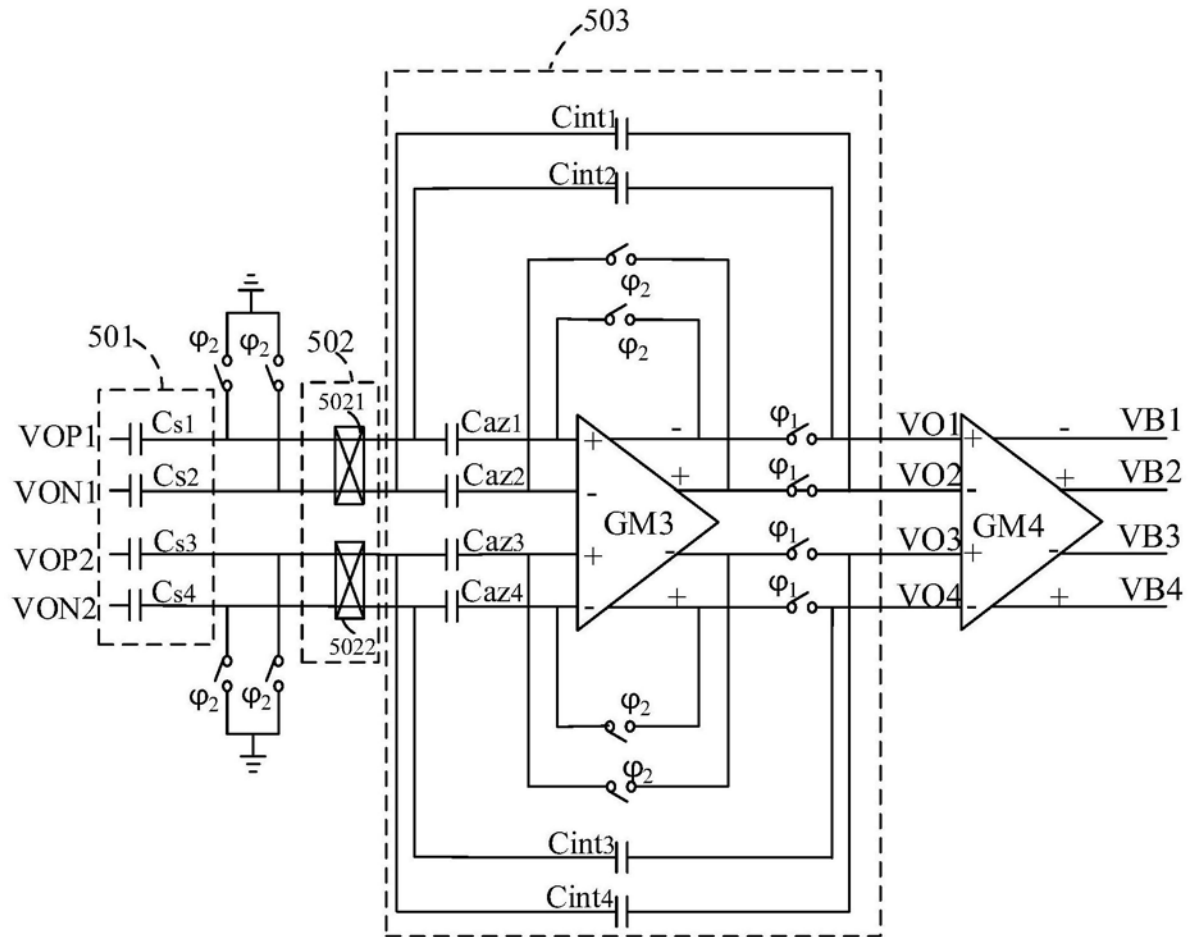


图5

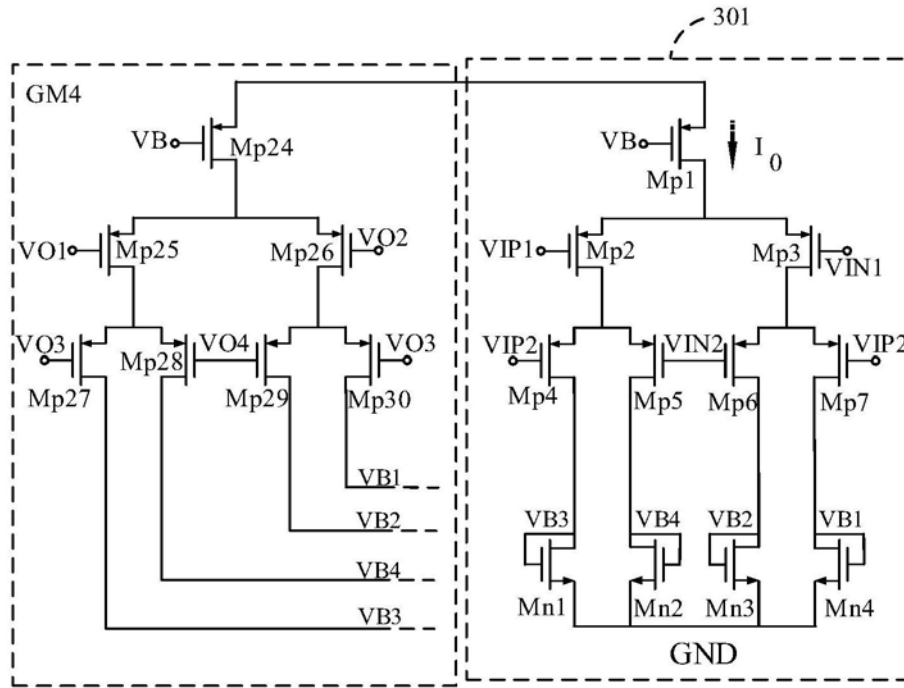


图6

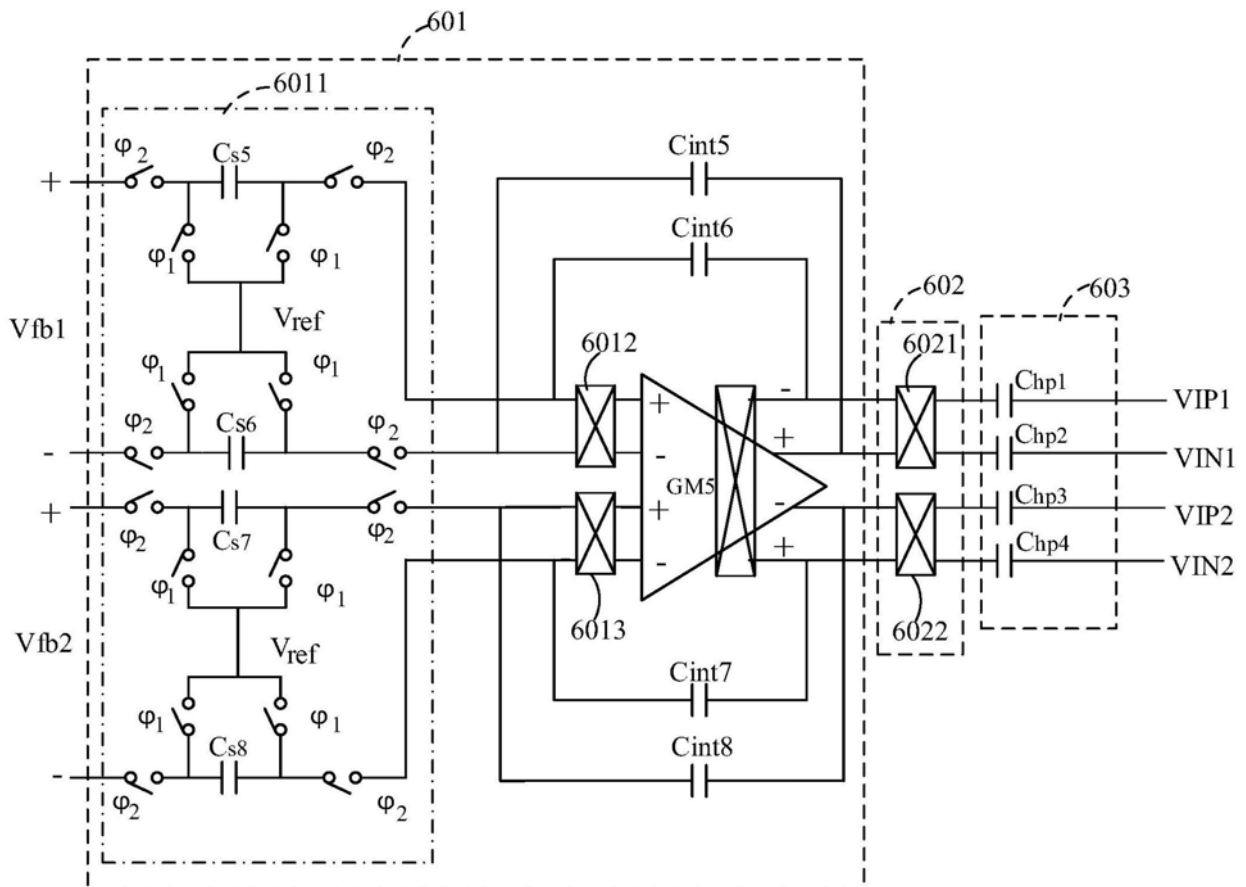


图7

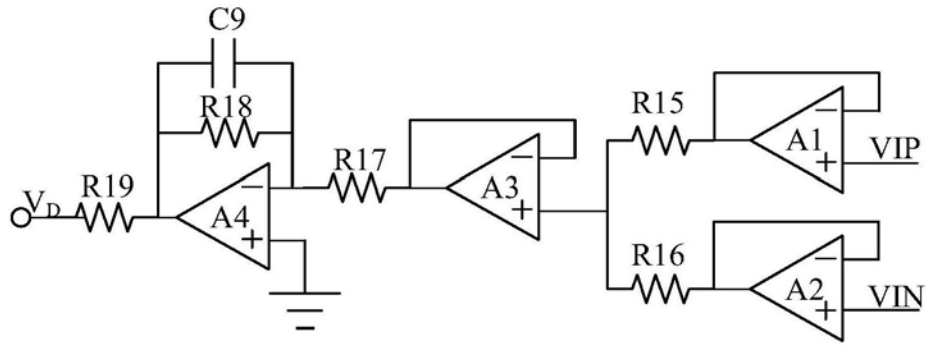


图8

专利名称(译)	一种应用于心电信号采集的模拟前端电路		
公开(公告)号	CN110693482A	公开(公告)日	2020-01-17
申请号	CN201910785976.7	申请日	2019-08-23
[标]申请(专利权)人(译)	西安电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	西安电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安电子科技大学		
[标]发明人	朱樟明 刘怡 张程高 王靖宇 刘术彬 刘帘曦		
发明人	朱樟明 刘怡 张程高 王靖宇 刘术彬 刘帘曦		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B5/00 H03F3/68		
CPC分类号	A61B5/04021 A61B5/7225 H03F3/68		
代理人(译)	张捷		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种应用于心电信号采集的模拟前端电路，包括：输入-反馈斩波模块、电容耦合模块、两通道放大器模块和电阻分压模块，其中，输入-反馈斩波模块具有两个心电信号端，用于接收两路心电信号的输入，并将心电信号进行频率调制后输出至电容耦合模块；电容耦合模块用于对频率调制后的心电信号耦合处理后输出至两通道放大器模块；两通道放大器模块用于将耦合处理后的心电信号进行放大后输出至电阻分压模块；电阻分压模块用于对放大后的心电信号进行分压处理后输出至输入-反馈斩波模块的反馈端。本发明的模拟前端电路，提高了输入阻抗，减小了心电信号幅度的衰减，可以完整地获取心电信号，提高心电信号采集的精度。

