

ECG 信号提取电路的实现及 Multisim 滤波仿真

许志华

(盐城工学院 电气工程学院,江苏 盐城 224051)

摘要:针对心电信号微弱、低信噪比的特点,设计了一种由多级放大、逐级滤波等电路组成的信号提取系统,介绍了各级电路的设计原理,并对设计过程中涉及到的关键问题作了详细分析;同时对系统核心滤波电路作了 Multisim 仿真,结果说明其滤波效果较好;最后,由样机实测得到 ECG 信号,经与标准 ECG 对比,说明该电路能实现比较清晰、完整的 ECG 信号的提取,满足一定的设计要求,可作为 ECG 信号提取之用。

关键词:ECG 信号;干扰;滤波电路;仿真

中图分类号:TN702 **文献标识码:**A **文章编号:**1671-5322(2016)04-0032-05

ECG (Electrocardiogram,心电图)信号是心脏电活动在体表的一种表现形式,其准确性和完整性是医疗监护的保障,是疾病诊断的前提。ECG 值比较微弱,一般幅度范围为 0.1 mV ~ 5 mV,典型值为 1 mV;频率范围一般为 0.05 ~ 100 Hz,带宽集中在 0 ~ (58 ± 19) Hz。ECG 从初始信号的提取到最终信号的获得需要经过多次放大,而人体是一个复杂的系统,并处于一个干扰繁杂的大环境中,人体除含有大量来自人体自身的低频干扰信号外,还受到外界的干扰(一般可归结为 50 Hz 的工频、50 Hz 的谐波等高频干扰以及导联电极接触等低频干扰),因此,准确、完善地处理好信号的逐级放大、消除或极大抑制干扰,解决放大和滤波之间的关系,是获得清晰、完整的 ECG 信号的前提^[1]。所以,放大电路的甄选和滤波处理,各种参数在前后电路间的平衡、计算显得尤为重要。另外,放大和滤波并非完全呈前后顺次关系,由于 ECG 干扰繁杂且干扰范围广等特殊性,放大和滤波需穿插设计。基于此,本文针对性地设计了 ECG 信号的提取电路系统,试图解决上述问题。

1 前置放大电路

ECG 信号是生命体发出的自然信号,由于其

值小且干扰源多,提取困难且要求精准,经综合考虑,设计前置放大电路如图 1 左半部分所示。图 1 前置放大电路中的运放采用 ADI 公司的 AD620,该运放具有高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、低温漂,处理小信号效果好,很适合 ECG 信号的前置放大。由于 AD620 的共模抑制比与设定增益有关,增益越高共模抑制比越大,但是前级增益也不能设置过高,因为各种干扰的原因,原始 ECG 信号并不是纯粹的 ECG 信号,为了防止干扰信号对后级的影响以及防止电路工作于饱和区或截止区,经过设定和计算,此级增益值设置为 7。另外,为了防止导联线带来的外界干扰,AD620 的输入端增加了 0 Ω 的电阻与小电容,其第 5 脚 REF(见 C₃ 处)作接地处理^[2]。

2 右腿驱动电路

由于人体受所处环境中各种电磁干扰的影响,导致 ECG 信号的提取难以测量。为减小其中共模信号的干扰,电路中加入右腿驱动电路,即从前置放大器反馈回路经由 R_{w2} 适当调节获取一定量共模信号,经放大反相后作为浮地输出接至人体右腿。右腿驱动电路如图 1 右半部分所示,选用低噪精密运放 AD705,是鉴于此类运放特别适合于作数据采集系统中的有源滤波放大器和精

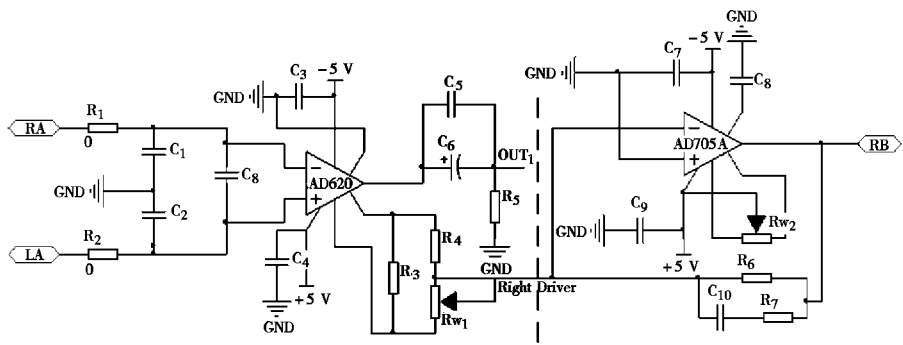


图 1 前置放大电路和右腿驱动电路

Fig.1 Preamplifier circuit and Right leg driver circuit

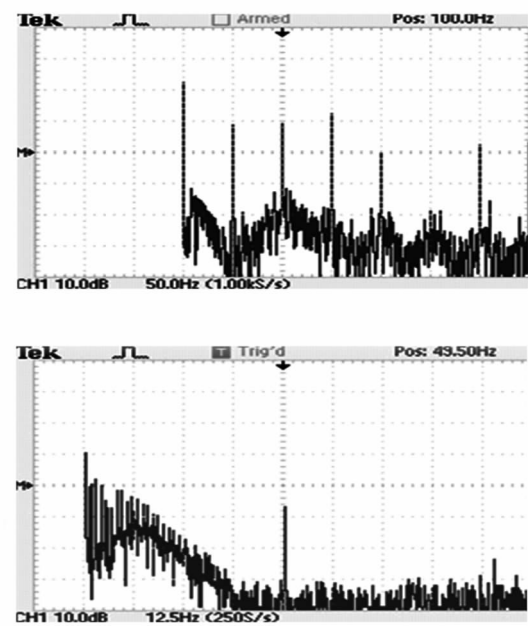


图 2 未加右腿驱动频谱和 50 Hz 陷波频谱

Fig.2 No right leg driver spectrum and 50 Hz wave-trap frequency spectrum

密仪器放大器。图 2 上半图为未加右腿驱动所提取到的信号,将其作 FFT 运算。由图 2 上半图可知,信号所受干扰十分强烈。

3 滤波电路

基于 ECG 信号的干扰特点,滤波电路主要由高通滤波电路、低通滤波电路和 50 Hz 陷波电路组成。

3.1 高通滤波电路

如图 3 左部分所示,高通滤波电路采用无源 RC 的组合,ECG 信号的下限频率为 0.05 Hz,但为防止基线漂移高通截止频率设置为 1 Hz。设计时可根据不同的功能要求或电路调试的实际情况,电阻和电容取不同的匹配值。电阻取值大、电容取值小时可使滤波速度提升,实时性提高,整个电路系统更加灵敏。

3.2 低通滤波电路

低通滤波电路见图 3 中间部分,采用二阶巴特沃斯低通滤波器,主要鉴于该滤波器通用性好,

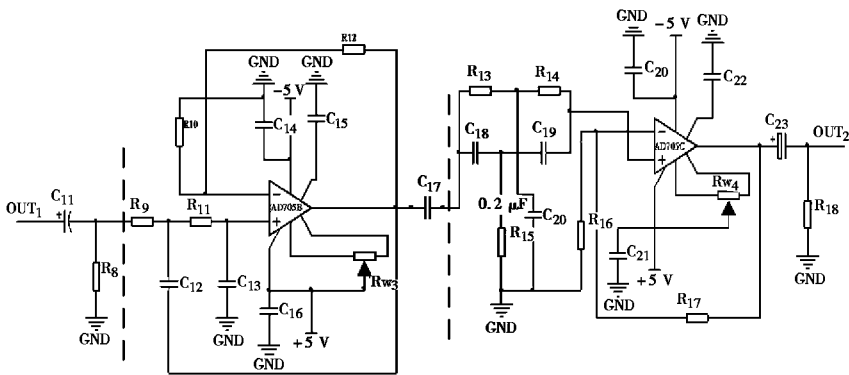


图 3 滤波电路

Fig.3 Filter circuit

元件值比较合乎实际且精度要求稍宽。为尽量不损失 ECG 信号的高频成分,低通滤波电路截止频率设置时应略高于心电信号的上限频率,取 106 Hz。元器件参数的选取需要综合考虑运放输入端的平衡性,以及各器件之间的约束关系,具体可参照低通滤波器传递函数(式(1))、频率特性(式(2))、通带特征频率(式(3))进行设计。

$$G(s) = \frac{U_o(s)}{U_i(s)} = \frac{A_o}{\left(\frac{s}{\omega_n}\right)^2 + \frac{1}{Q} \cdot \frac{s}{\omega_n} + 1} = \frac{A_o \omega_n^2}{s^2 + \frac{\omega_n}{Q}s + \omega_n^2} \quad (1)$$

$$G(j\omega) = \frac{U_o(j\omega)}{U_i(j\omega)} = \frac{A_o}{1 - \left(\frac{f}{f_0}\right)^2 + j\frac{1}{Q} \cdot \frac{f}{f_0}} \quad (2)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

现以部分关键电阻电容值的选取为例,计算其参数值。根据 f_c 的定义,当 $f=f_c$ 时,代入到(2)式(取 $Q=1$),求得 $f_c=1.272f_0=106\text{ Hz}$,通带截止频率 $f_0=83.33\text{ Hz}$,再选取 $C=C_{11}=C_{12}=0.1\text{ }\mu\text{F}$,将两者代入公式(3),求得 $R_{10}=R_{12}=2R_9=2R_{11}=19.1\text{ k}\Omega$

3.3 工频陷波电路

50 Hz 陷波电路选用双 T 网络有源陷波电路,见图 3 右边部分,主要滤除的是市电变换经由系统电源灌入的 50 Hz 干扰和其余周围环境所带来的工频干扰(电路的输出端增加了隔直电容以滤除此级输出信号中所含的直流量)。理论上 Q 值越大越好,但是实际调试时并不是这样,原因之一是其值若太高,受阻容元件精度、温漂影响,陷波中心频率会偏移 50 Hz;另外 Q 过高也易使电路产生振荡,使之由滤波电路变为振荡电路。

该滤波电路后滤波效果见图 2 下半部分。由图 2 下半部分可知,部分 50 Hz 干扰已滤除。

3.4 滤波电路仿真

用 Multisim 对滤波电路进行仿真^[3]。仿真前,设置电路参数,使整个电路的放大倍数为 1,也就是如果输入某一非滤除频率点信号 v_i 时,输出为 v_o ,则 $v_i=v_o$ 。仿真时首先对各级滤波电路进行仿真分析,结果是各滤波电路滤波效果良好;然后对整个滤波电路进行仿真滤波分析,选取带宽集中的具有代表性的 30 Hz、80 Hz 2 个频率点,50 Hz 工频滤除点,150 Hz 既为上限频率外某一

频率点、也为 3 倍频频率点,滤波效果见图 4。需要说明的是:1)由于下限频率点到 30 Hz 之间的滤波效果在图中展现需要的周期占篇幅较大,图中未演示;2)图中 50 Hz 跳变到 80 Hz 频率点转换处波形畸变为软件本身或截取时间点不同所致,与电路设计无关。

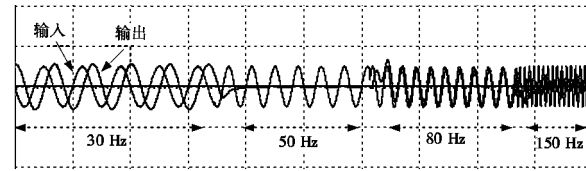


图 4 滤波电路的滤波效果图
Fig.4 Filtering effect diagram of filter circuit

根据滤波电路上下限等频率测试要求及滤波效果图统计得到输出参数测试表,见表 1。

表 1 滤波电路输出参数测试		
Table 1 Output parameter test of filter circuit		
输入频率/Hz	输出频率/Hz	电压放大倍数 A_v
1 ~ 30 ~ 50	1 ~ 30 ~ 50	≈ 1
50	50	0
50 ~ 80 ~ 106	50 ~ 80 ~ 106	≈ 1
106 ~ 150 ~ ...	106 ~ 150 ~ ...	很小

由表 1 可知,滤波电路并没有改变输入信号的频率,即输入、输出同频率;另外,从输出幅度上看滤波效果较好,满足了滤波电路的设置要求。

3.5 滤波电路中关键问题分析

(1)关于基线漂移。基线漂移是由于人体呼吸、肌肉微动、电极电阻和极化电位变化等原因引起的低频干扰,范围为 0.05 ~ 1 Hz(有的说到几赫兹),其主要分量在 0.1 Hz 左右。这样低的频率段和 ECG 信号的下限低频部分有重叠,导致两者不可兼得,只有从算法上加以改进^[4]。因此,在电路设计和调试的时候需要有所侧重,如果系统偏向于尽量保留 ECG 信号的低频部分,首先要用质量较好的测试导联,防止因导联中电极原因而引起的干扰;其次,在信号输入端加入 0 Ω 电阻与小电容以降低导联干扰;最后,测试时人体尽量保持平稳,减少基线漂移的发生。如果不需要保留低频中的部分频段或不可避免地发生基线漂移现象,就必须滤掉部分低频频段,缩短电路系统低频部分的测试范围。一般去基线漂移的数字滤波算法有中值滤波器、零相位 IIR 滤波器和 FFT 滤

波器,其中以零相位 IIR 滤波器处理效果最好,因为其保证了 ECG 信号中 ST 段失真最小^[5]。

(2)关于工频干扰。由图 2 右半部分陷波后的频谱图可知,ECG 信号中仍含 50 Hz 工频干扰。由于系统设计初始定位为便携型,所需成品外形很小,采用了可充电锂电池供电,工作及实际测试信号时不需要工频电源供电,说明经由电源灌入系统和由系统自身而引起的工频干扰可以忽略,因此,工频干扰主要来源于系统的外部空间或由测试仪器灌入系统。

(3)关于滤波效果。上述陷波电路实测波形说明通过硬件陷波可达到较好的滤波效果,但是难以完全滤除工频干扰,原因为硬件陷波电路阻带衰减不够。同样的问题也会出现在带通滤波器中。实际设计时,可通过加盖屏蔽盒和加入多级硬件滤波电路以达到滤波效果。但多级滤波会导致电路调试难度和设计成本的增加,理想的处理方法可采用数字滤波,并且采用一种改进的 Levkov 滤波算法^[6]。

(4)关于二次陷波。100 Hz 是 ECG 信号的上限频率,也是工频干扰二次谐波的频率,所以,如果经过一次 50 Hz 谐波处理后,确定二次谐波的干扰仍然十分可观并且不特别侧重关注 ECG 上线频率的情况下,有必要在电路中加入同于 50

Hz 陷波电路的双 T 网络。由中心频率计算公式(3),只需要改变 R 、 C 值,如仅 R 变为以前的一半,即可得到 100 Hz 陷波电路,滤除二次谐波干扰。

(5)关于滤波电路结构组成的选取。结构一,以单个运算放大器为核心,2 个电阻、2 个电容组成带通滤波器,结构简单计算参数方便,经仿真滤波效果良好,但衰减严重,如果满足系统设计要
求时,衰减高至 -50 dB,这要求后面主放大电路放大能力提高很多,才可以将原始 ECG 信号放大到供 A/D 使用;结构二,以单个运放为核心,外加 3 个电阻、2 个电容构成带通滤波和放大电路,其实质是先用 1 个电阻、1 个电容构成高通,然后剩余器件构成电路兼有低通和放大功能。该电路经仿真、实践切实有效,但难以调试^[7]。所涉图略。

4 电平抬升和主放大电路

4.1 电平抬升电路

电位抬升电路如图 5 所示,在主放大电路中 R_{19} 的左端加入精密可调电位器,调整 0 ~ 5 V 之间的电位来提升心电信号的基准电位,使信号中的负信号抬升至 0 V 以上,以便 A/D 获得一个正电压信号输入。经抬升放大后,ECG 信号位于示波器中轴线以上,见图 6。

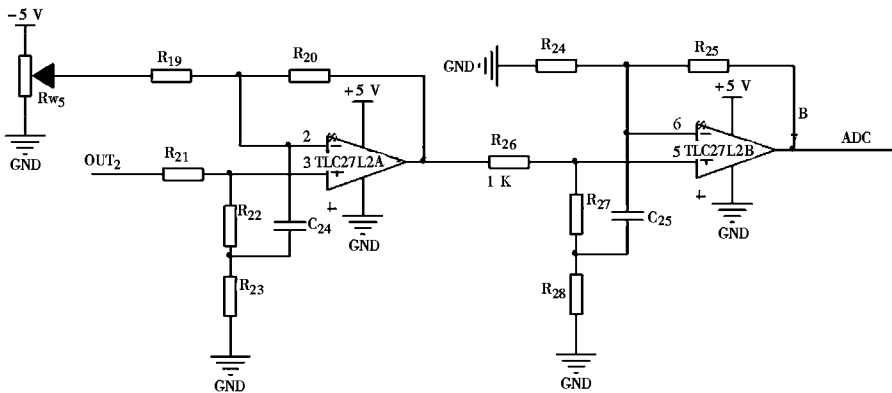


图 5 电平抬升和主放大电路
Fig. 5 Level uplifting and main amplifier circuit

4.2 主放大电路

初始 ECG 信号幅度范围为 0.1 mV ~ 5 mV,根据 A/D 电路需要,系统可放大至 0 ~ 5 V,因此整个电路需放大约 1 000 倍。前置放大电路增益已设置为 7,滤波电路放大倍数为 1,此处主放大电路最大还需放大约 140 倍,输出的信号才可供

A/D 及后续电路使用。为了提高电路的稳定性和高精度,本设计采用两级放大电路级联,两级增益设置相当;为了使放大电路的性能更高,每级输入端增加了自举电路。考虑到滤波电路通带内高低频部分衰减不同,其最终输出会略有偏差,为填补这些偏差,在主放大电路设计和调试时,用可调

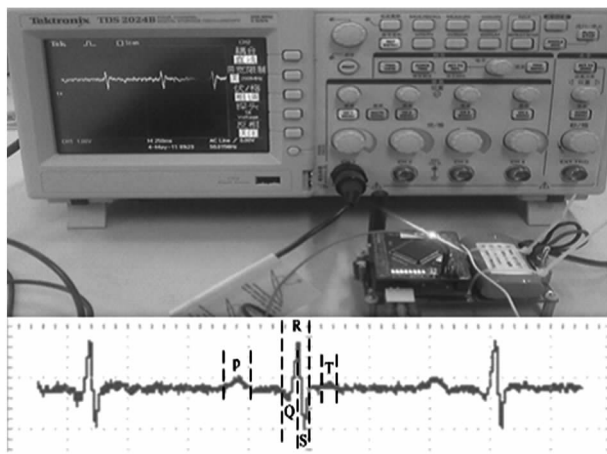


图 6 样机及其 ECG 信号

Fig.6 Prototype and its ECG signal

器件来实现。

5 结束语

基于某单片机的便携型 ECG 信号采集无线收发系统,其 ECG 信号提取系统样机测试如图 6 上半部分所示。经多次调试,ECG 信号中 QRS 等各个波段已基本成形,比较清晰、完整,如图 6 下半部分所示,完全满足初步设计要求,可用于 ECG 信号提取之用。鉴于纯硬件电路特别是硬件滤波的缺陷,尽管未达到完全滤除干扰,但是通过后期更高要求的改进,例如通过基于 IP 核的数字滤波器处理^[8],完全可以得到更加完善的 ECG 信号,此为后续设计需要考虑的内容。

参考文献:

- [1] 黄越. 一种便携式动态心电监测系统的研究与开发[D]. 长春: 吉林大学, 2013.
- [2] 夏兰, 贾晓冬. 基于 MSP430 和 SD 卡的心电信号采集系统设计[J]. 现代电子技术, 2015, 38(21): 20-23.
- [3] 庞宇, 上官培阳, 周前能, 等. 新型心电信号检测带通滤波器的设计[J]. 重庆邮电大学学报(自然科学版), 2015, 27(2): 224-228.
- [4] 郭媛, 赵学珏, 张锐, 等. 小波变换应用于谐波谱线的噪声滤除与基线校正[J]. 光谱学与光谱分析, 2013, 33(8): 2 172-2 176.
- [5] 徐良, 陈日清, 王祥, 等. 基于零相位的心电信号基线漂移滤波方法的实时性改进[J]. 中国医药导刊, 2015, 17(S1): 31-35.
- [6] 江峰, 管庶安, 孙莉红. 一种抑制心电信号 50 Hz 工频干扰的新方法[J]. 武汉工业学院学报, 2012, 31(1): 55-58.
- [7] 江培海, 黄启俊, 常胜, 等. 基于 SoC FPGA 的心电信号检测系统设计[J]. 传感器与微系统, 2016, 35(2): 74-77.
- [8] 倪维柱, 徐寅林, 吴华玉. 基于 MATLAB 和 IP 核的心电信号数字滤波器的设计[J]. 南京师范大学学报(工程技术版), 2008, 8(1): 30-33.

Implementation of ECG Signal Extraction Circuit and Multisim Filter Simulation

XU Zhihua

(School of Electrical Engineering, Yancheng Institute of Technology, Yancheng Jiangsu 224051, China)

Abstract: Aiming at the characteristics of weak ECG and low signal-to-noise ratio, a signal extraction system is designed, which is composed of multi-stage amplification and step-by-step filtering. The design principle of circuit at all levels is introduced, and the key problems involved in the design process are analyzed in detail. At the same time, the core filter circuit of the system is simulated by Multisim, and the results show that the filtering effect is good. Finally, the ECG signal is obtained from the prototype, and compared with the standard ECG, the ECG signal can be extracted clearly and completely, which can meet the design requirements and can be used as the ECG signal extraction.

Keywords: ECG signal; interference; filter circuit; simulation

(责任编辑:张英健)