

一种低噪声便携式的心电监测仪设计方案

0 引言

监护仪是一种用以测量和监控病人生理参数，并可与已知设定值进行比较，如果出现超差可发出报警的装置或系统。便携式监护仪小型方便，结构简单，性能稳定，可以随身携带，可由电池供电，一般用于非监护室及外出抢救病人的监护。心血管疾病是人类生命的最主要威胁之一，而心电（Electrocardiogram，ECG 信号是诊断心血管疾病的主要依据，因此实时监测病人心电活动，设计自动采集病人心电信号的便携式系统具有重要意义。

传统的导联系统采用通用的三电极方式，右胸上电极及左腹下电极为心电采样电极，右腹下电极为右腿驱动电极。这种联接方式有效实用，有利于便携使用。便携式监护仪分析处理系统可以分为两大部分，一是携带在被检查者身上的袖珍监护仪，二是由微机系统组成的心电图处理诊断系统。被检查者将某一时段的动态心电信号由监护仪记录下来，通过 GPRS 通信方式将数据传送到医院的心电图处理诊断系统中。心电信号是由人体心脏发出相当复杂的微弱信号，为了获得含有较小噪声的心电信号，需要对采集到的心电信号做降噪处理。

本设计的特点：

(1) 目前对心电信号的降噪有多种方法，这里主要从滤波的方面介绍将噪声从信号中分离。滤波采用高通和低通两级滤波，滤波电路经 Workbench 仿真效果明显。

(2) 与以往双 T 型 50 Hz 陷波器不同的是，该设计电路引入放大器形成正反馈，以减小阻带宽度。

(3) 本文为人体日常生活方便，设计了导联电极脱落检测电路，防止运动输入电极脱落。

1 心电信号的特点及整体系统结构

心电信号属医学生物信号，它一般具有以下特点：随机性较强，即信号无法用确定的函数描述，而只能用统计的方法，从大量测量结果中看其规律；噪声背景强，即要测的有用信号往往淹没在许多无用信号中。常规心电信号的频带范围是 0.05~100 Hz，在此频带范围内包含了心电信号 90% 的能量成分。由于心电信号是 mV 级的信号，因此对于干扰环境而言，它是非常微弱的信号。

心电信号由皮肤电极取自于人体表面，是一种低频率的微弱双极性信号。它淹没在许多较强的干扰和噪声之中。这些干扰主要包括肌电信号、呼吸波信号等体内干扰信号和以 50 Hz 工频干扰、电极与皮肤界面之间的噪声为主的体外电磁场干扰信号的影响。信号源阻抗大约 100 k Ω ，信号为 10 μ V~5 mV，典型值为 1 mV，加上周围的电磁干扰（特别是 50 Hz 的工频干扰）比较大，要求放大电路

具有高增益、高输入阻抗和高共模抑制比；为保持信号的稳定，还要求输入失调电压和偏置电流小、温漂小；为了便于随身携带，还要求体积小、电源电压低、耗电少等。

对心电信号进行精确测量，必须设计出性能优良的放大器。放大器的核心和关键是前置级的设计。整个前置级电路由前置放大电路，陷波电路和滤波电路构成。从体表获得的心电信号经导联输入后，ECG 信号经运放构成的前置放大器放大，滤波器滤除其中的高频干扰后，再经一个 50 Hz 陷波器进一步抑制电源干扰，然后通过电平位移进入 A / D 转换，从而得到数字化的心电信号。

2 电路结构描述，心电信号的传感、放大及滤波

2.1 电路结构描述和仿真

整个监护仪是由前置放大电路，陷波电路和滤波电路构成。医学传感器获得体表的心电信号滤除其他频段干扰后经过放大调理和 A / D 转换之后传给计算机以供数据分析。其中便携性方面设计了电极脱落检测电路，摆脱电缆羁绊，使使用者能随身携带。硬件电路用 Workbench 软件进行仿真能实现其功能，采用的滤波函数用 Matlab 和 Filterlab 软件仿真之后能达到设计要求。滤波方法采用 50 Hz 陷波之后，再经过高低通两级滤波，引入放大器形成正反馈，以减小阻带宽度。

2.2 心电输入电极

电极对动态心电图采集记录心电信号的质量至关重要，采用电极应贴附力强、透气性好、吸汗、电极导电性能好、极化电压低的优质电极，此外还应该具有对皮肤刺激小、佩带舒适、拆卸方便等优点。通常采用表面镀有 AgCl 的可拆卸的一次性软电极，并在电极上涂有优质导电膏。

2.3 前置放大器

便携机前置放大电路是对心电功能进行自动检测的关键部分，要求该系统能在强的噪声背景下，通过体表传感器不失真地将心电信号检测出来，放大至合适的幅度，送入 A / D 变成数字信号，供计算机分析处理。

对心电信号等生物医学信号的采集采用模块化的方式，主要由前端医学传感器、信号滤波放大调理电路和 A / D 采样电路组成。其中调理电路根据不同生物医学信号的频谱和幅度范围的不同选择不同的滤波器和放大电路。通过前置放大部分对 ECG 信号进行放大，此部分包括右腿驱动以抑制共模干扰、屏蔽线驱动以消除引线干扰，增益设成 10 倍左右。设计前置放大采用美国模拟器件公司生产的医用放大器 AD620。放大后的信号经滤波、50 Hz 陷波处理后再进一步放大，后级增益设成 100 倍左右。由于心电信号幅度最大为几个 mV，而 A / D 转换中输入信号的幅度要求在 1 V 以上，所以总增益设成 1 000 倍左右。

其中，滤波采用二阶高（低）通滤波电路，用于消除 0.05~100 Hz 频带以外的肌电等干扰信号，工频中的其余高次谐波也可被滤除掉。同时，采用有源双 T 带阻滤波电路进一步抑制 50 Hz 工频干扰。

2.4 心电信号的放大

心电信号属于高强度噪声下的低频微弱信号，且电极与体表的接触电阻一般高达几兆欧，所以要求前置放大级应具有高输入阻抗、高共模抑制比、低噪声、高增益且可调、低功耗和抗干扰能力强的特点。经过比较，选用 Analog Device 公司的低价仪表放大器 AD620。

心电信号的放大具体实现电路见图 1。心电信号前置放大级的增益不易设定太高，以免在干扰较强时信号引起严重失真。为更好地消除共模电压，设计了自举屏蔽驱动电路如图 1 所示。采用缓冲放大器将连接点的共模电位驱动到屏蔽线，在输入共模信号时使屏蔽线与芯线等电位，在差模信号输入时没有影响。为了进一步提高电路的抗干扰能力，采用右腿驱动电路从根本上降低空间电场在人体上产生的干扰。此右腿驱动不是实际意义上的右腿驱动，因为由于此系统的侧重点在于便携操作，选用腹部右下侧设置电极。

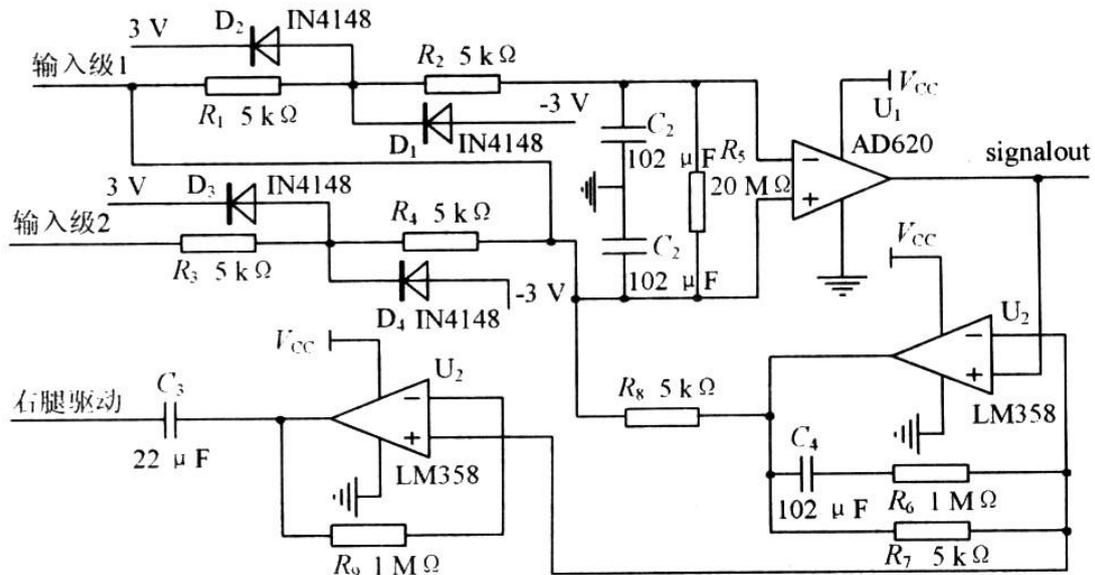


图 1 心电信号放大电路示意图

2.5 电极脱落检测

由于此系统应用于人体日常生活中，人常常处于活动状态，这样输入电极很可能脱落，从而使系统不能正常工作。为此，设计了导联电极脱落检测电路如图 2 所示。

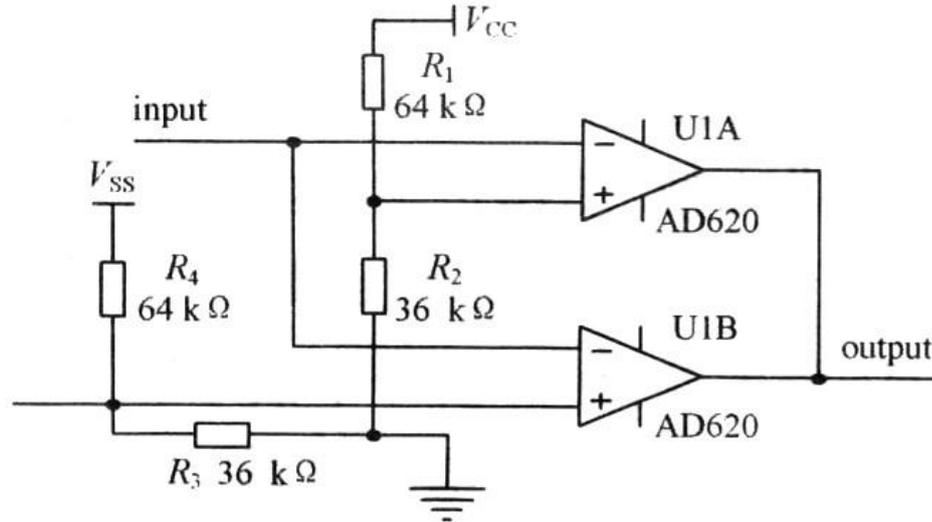


图 2 电极脱落检测电路

正常情况下，正负电极对人体皮肤形成的极化电压可以互相抵消。当一侧电极脱落时，将有较大的极化电压输入，通过一个比较器，当比较电压超出范围时，认为电极导联脱落，V0 输出电平由正常时的高电平变为低电平，下级三极管导通，蜂鸣器发声指示。

2. 6 心电信号的滤波

BT3 受到各种噪声的干扰，噪声来源通常有下面几种：工频干扰、电极接触噪声、人为运动肌电干扰（EMG）、基线漂移等。其中 50 Hz 的工频干扰最为严重，也是最难消除的。其他的各种噪声通过高截低通、高通低截滤波方法可以很好地消除。

从心电电极得到的心电信号先要经过前置放大电路，被处理后的信号具有低噪声、低漂移、低共模抑制比等性能。这时候的心电信号主要受到工频、肌电等信号的干扰。心电信号需经过两次陷波和两次滤波以实现消噪的目的，两次陷波分别滤掉 50 Hz 的工频信号和 100 Hz 的倍频谐波信号，两个滤波器分别是 0. 05 Hz 高通滤波器和 100 Hz 的低通滤波器。这样可得到较为光滑的波形。

2. 6. 1 陷波电路

陷波器的电路如图 3 所示，该电路是带双 T 网络的有源滤波器，其传递函数：

$$A(S) = \frac{1 + (sCR)^2}{1 + 2(2 - A_0)sCR + (sCR)^2} A_V \quad (1)$$

$$\text{其中：} \quad A_V = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \quad (2)$$

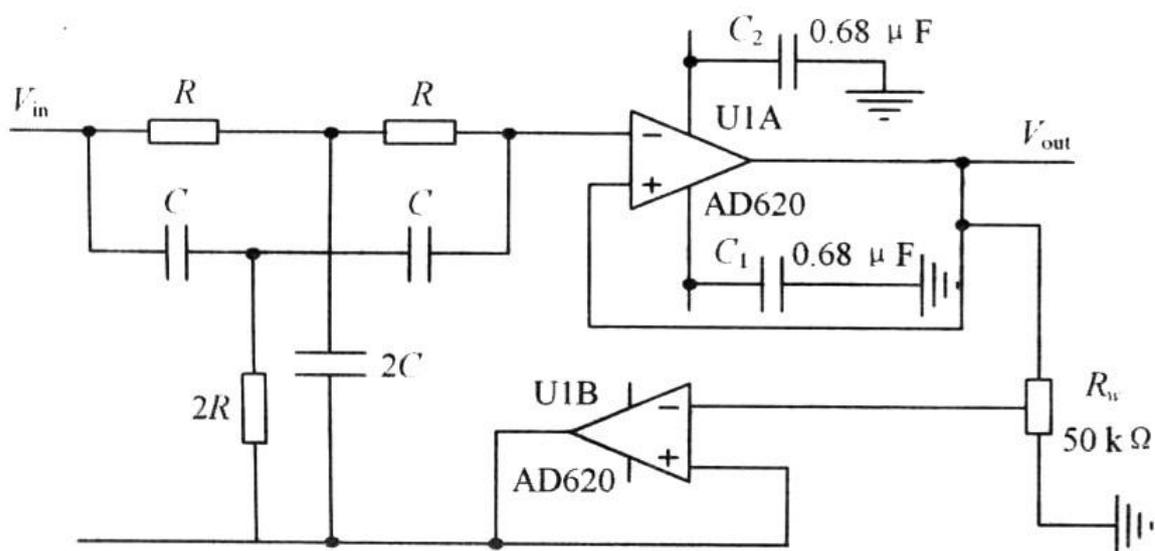


图3 陷波器电路图

与以往双T型陷波器不同的是，该电路引入放大器A2形成正反馈，以减小阻带宽度，使得阻带中心频率附近两边的幅值增大。品质因数Q可以通过变阻器 R_w 来调节。R和C的值可由中心频率 f_0 确定。

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

当 $f_0=50$ Hz时，C和R分别取 $0.068\mu\text{F}$ 和 $47\text{k}\Omega$ ； $f_0=100$ Hz时，C和R分别取 $0.068\mu\text{F}$ 和 $24\text{k}\Omega$ 。

图4为式(1)传递函数的Filterlab 2.0的仿真结果。由此可以看出陷波电路设计符合要求。

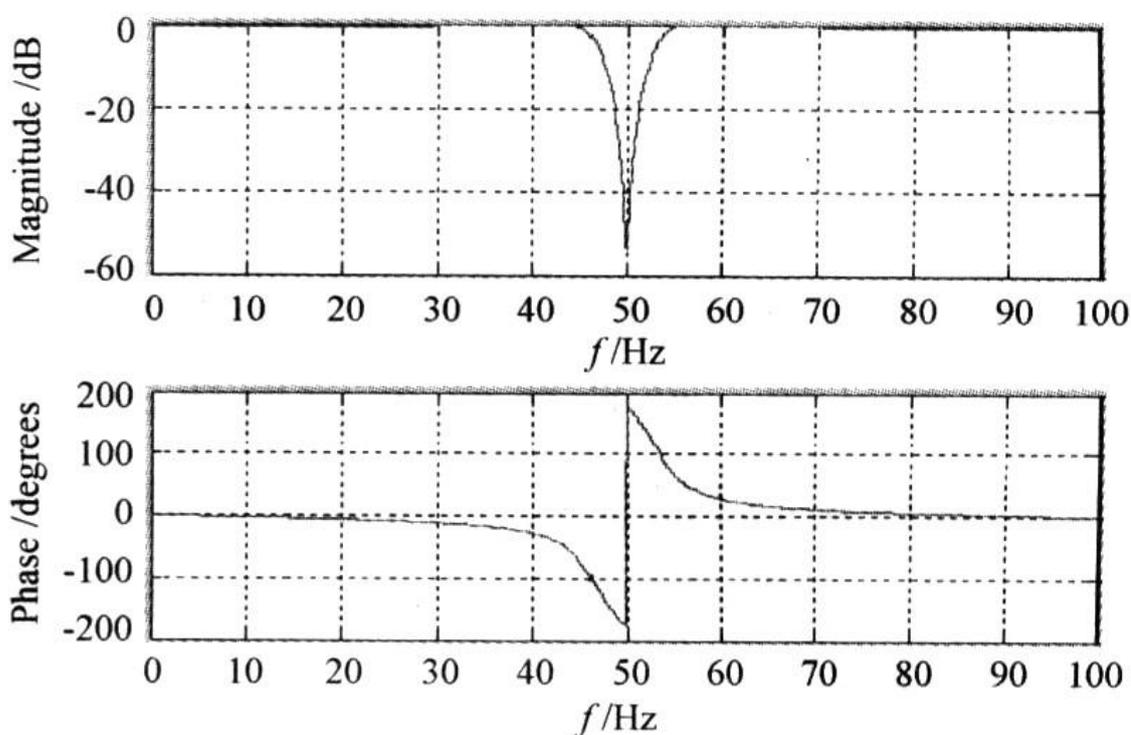


图 4 陷波电路的幅频和相频特性

2. 6. 2 带通滤波电路

带通滤波器电路如图 5 所示，采用的是带反馈的有源滤波器。该电路前半部分是 0. 05 Hz 的高通滤波器，后半部分为 100 Hz 的低通滤波器。

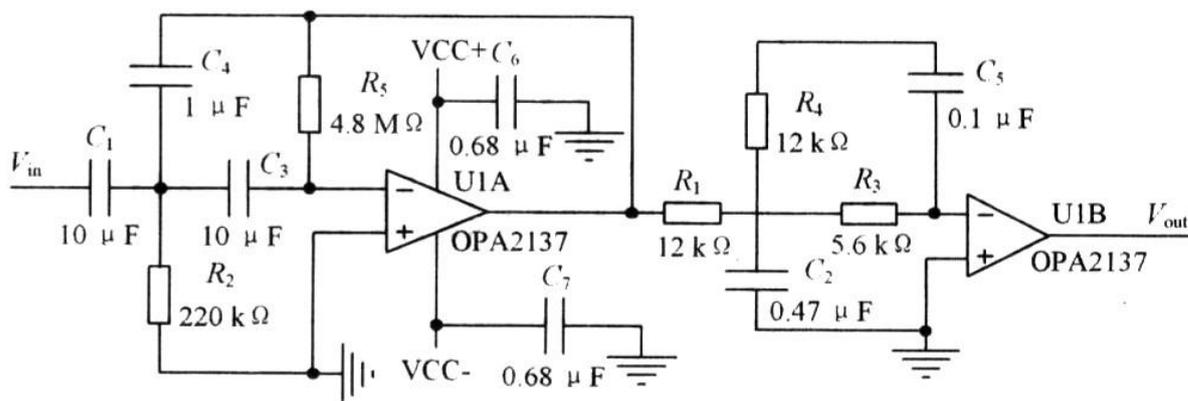


图 5 带通滤波器电路图

高通滤波器的传递函数：

$$A(S) = \frac{-S^2 C_1 C_3}{S^2 C_3 C_4 + S(C_1 + C_3 + C_4)/R_5 + 1/R_2 R_5} \quad (4)$$

低通滤波器的传递函数：

$$A(S) = \frac{-1/R_1 R_3}{S^2 C_2 C_5 + S C_5 (1/R_1 + 1/R_3 + 1/R_4) + 1/R_3 R_4} \quad (5)$$

各电阻电容值的选取，除了能够滤波以外还具有放大作用。以上全部电路所用的放大器均是 TI 公司的 OPA2137。

图 6 是 Matlab 的滤波仿真结果，从图中可以看出，信号在 50 Hz 处被很好地抑制了，滤波的效果非常理想，完全可以达到临床实用的要求。

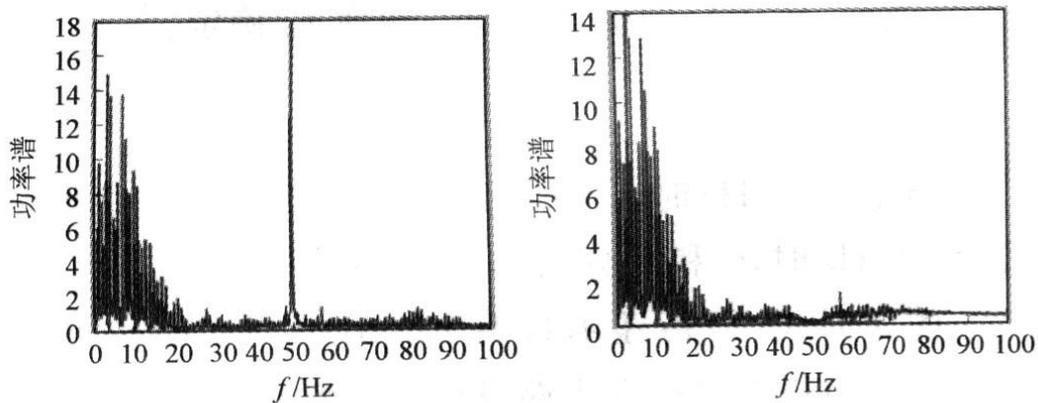


图 6 滤波前后的 ECG 频谱比较

滤波器对最终信号的质量尤为重要，由于滤波器的性能对元器件的误差相当灵敏，因此在这一级的设计中需要选用稳定而精密的阻容原件，可串联精密电位器以获得较好的效果。

3 结语

电路中各滤波器的性能与滤波器的参数有直接关系，需经过正确计算。陷波器双 T 型网络中的电阻和电容需要精确匹配，以保证双 T 网络的对称，否则陷波深度会受影响。变阻器如何调节将会影响波形的好坏，可在实验中调试得出。

图 7 是实际电路测试的结果（纵坐标为 μV ），可以看到该电路较好地完成了对心电的降噪。当然，在降噪过程中还可以增加屏蔽技术，以进一步减少外部信号的干扰。带通滤波器还可以设计成只带一个放大器的滤波器，使电路更为简单，但是精确率可能会降低。

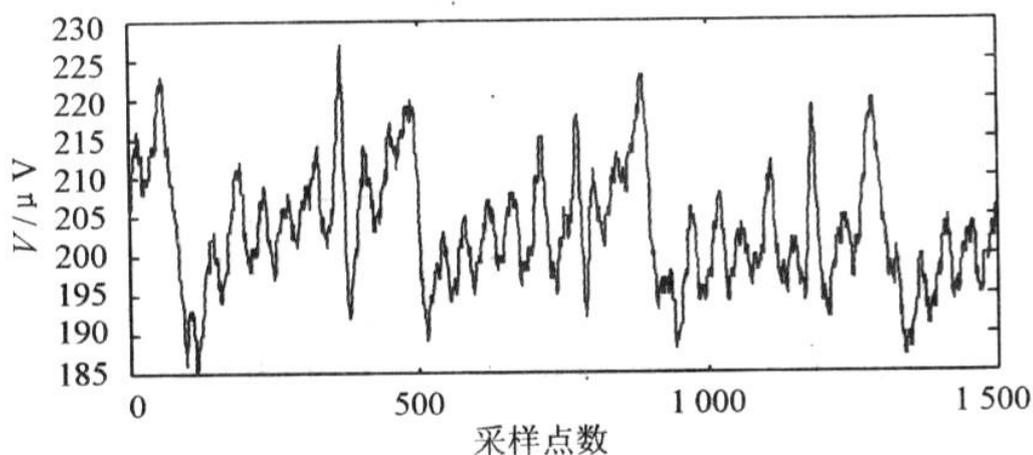


图 7 实测心电信号图

要想获得清晰稳定的心电信号，心电放大器中前置放大器与滤波器的设计很关键，特别是 50 Hz 的带阻滤波器尤其重要。本文设计的以 AD620 型运放构成的心电放大器可实现输出电压高增益、低噪声、高灵敏度，保证心电信号清晰稳定，按上述设计制作出的监护仪体积小、耗电少、携带方便、工作正常。经实测输出心电波形基本无失真，P 波、T 波都能得到真实显示。特别是该电路抗 50 Hz 陷波性能好，信号中基本看不到寄生工频干扰。电路稳定性好，即使电极脱落，基线亦无明显漂移。满足家居监护以及病理分析的要求。

作为便携式监护仪器，硬件结构简单、体积便于携带是其自身固有的特点。本文针对这些特点，心电信号采集存储和数据处理从节省电能和成本方面考虑采用 MSP430 单片机。为使滤波函数得以更好地实现，可采用具有运算速度快和浮点运算优点的 DSP 芯片进行改进，使采集的信号失真更小，保真度更高，对 ECG 信号的采集准确率大大提高，但 DSP 昂贵的价格会使成本提高。