

文章编号: 1672-2892(2010)06-0692-05

## 简单导联胎儿心电信号提取的程控放大器设计

曾孝平, 魏双临, 熊东, 杨学敏, 王峰

(重庆大学 通信工程学院, 重庆 400030)

**摘要:** 为构建简单导联胎儿心电信号提取系统, 提出一种基于简单导联的前端微弱信号程控放大器设计方法。设计中引入自动增益控制(AGC)方法, 在满足输出信号幅度相对稳定的情况下, 调整总放大倍数在 10 000 倍范围内变化。自动记录信号和放大倍数的拟合关系, 自动增益控制范围可达 69 dB, 保证了在母体腹壁混合信号采集时, 细节信号不丢失, 便于微弱胎儿心电信号的恢复。工程应用测试表明, 设计的放大器用于胎儿心电信号提取时, 可以提取出清晰胎儿心电。

**关键词:** 胎儿心电; 微弱信号; 简单导联; 程控放大器

**中图分类号:** TN722.7

**文献标识码:** A

## Design for simple-lead program-controlled extraction of fetal ECG amplifier

ZENG Xiao-ping, WEI Shuang-lin, XIONG Dong, YANG Xue-min, WANG Feng

(College of Communication Engineering, Chongqing University, Chongqing 400030, China)

**Abstract:** To build a simple-lead Fetal Electro Cardio Graph(FECG) extraction system, a simple lead-based weak-signal programmable front-end amplifier design method is presented. The introduction of Automatic Gain Control(AGC) method can adjust the total magnification at the range of 10 000 when the output signal amplitude is relatively stable. The fitting of the relationship between the signal and magnification can be recorded automatically; the automatic gain range is up to 69 dB. This method can ensure that the details of the mixed-signal in the maternal abdominal wall will not be lost and will be easy to recover. Engineering application tests show that clear fetal ECG image can be obtained for fetal ECG extraction by using this amplifier.

**Key words:** Fetal Electro Cardio Graph; weak signal; simple-lead; program-controlled amplification

间接法胎儿心电信号提取通常是用若干电极从孕妇的体表提取母体腹壁混合信号、母体信号, 然后采用现代信号处理的方法提取出胎儿心电信号, 提取方便, 属于非侵入性无创伤操作, 同时提取出的胎儿心电可以提供胎儿心脏发育及胎儿宫内缺氧方面的客观指标, 具有重要的应用价值<sup>[1]</sup>。

现有的方法提取 FECG, 要么得到的 FECG 有缺失或有掺杂, 要么电极导联太多以致不能达到稳定的提取效果, 表现为 FECG 的 R 波被削峰或 P 波、T 波、ST 段丢失等<sup>[2-4]</sup>。前期的工作<sup>[5-6]</sup>证明, 只要能够高精度地提取腹壁混合信号, 就可以通过相应算法用简单的两导联(孕妇胸部导联, 孕妇腹部导联)成功地提取出比较完整的胎儿心电, 能够解决需要多导联记录数据的复杂性和难操作性问题。

本文针对上述问题提出一种低失真提取宽动态范围、可智能增益调节的简单导联前集电路的设计实现方法。设计的电路能同时高精度地提取母体信号(mV 级)和胎儿信号( $\mu$ V 级), 这样才能保证通过后级算法处理得到清晰的胎儿心电。

### 1 系统设计

简单导联胎儿心电信号提取程控放大器是为了在简单导联条件下, 从母体腹部混合信号中通过间接法提取清晰的胎儿心电而设计的。在母体的腹壁混合信号(CECG)中, 包含的胎儿心电信号相对于母体心电信号非常微弱(一般只有几十微伏), 容易被普通采集仪器滤掉; 而采用普通的小信号放大会造成母体心电信号过大, 产生饱和

收稿日期: 2010-03-23; 修回日期: 2010-05-19

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(60971016); 重庆市重大科技专项(CSTC.2010AB2004)

失真。因此，设计的放大器系统要能低失真提取幅值相差数十倍的微弱信号的高性能采集和放大电路，同时能够记录下放大倍数和采集的母体腹壁混合信号大小的拟合关系，这样才便于后续算法高精度恢复胎儿心电信号。设计的系统工作原理如图 1 所示。

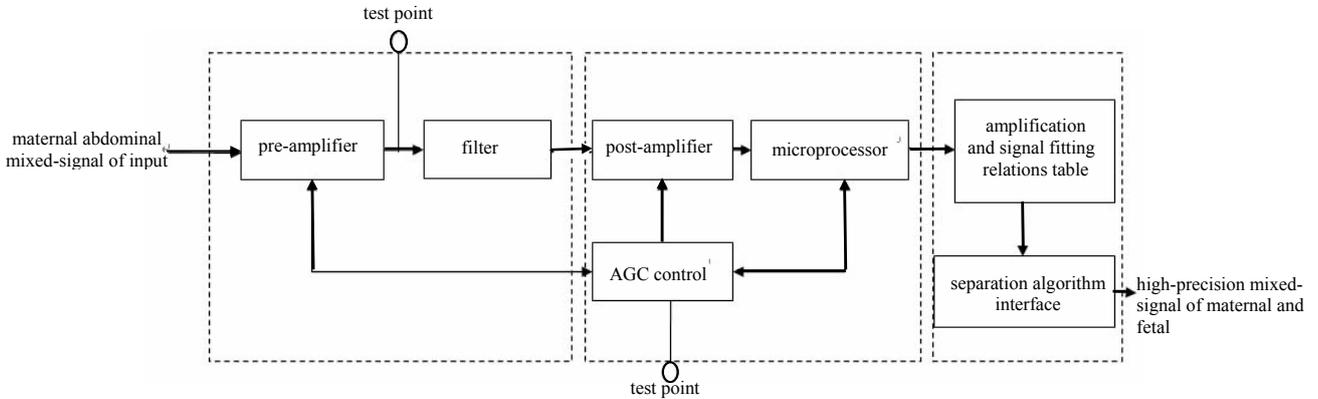


Fig.1 System block diagram  
图 1 系统框图

针对特殊场合应用，借鉴一般心电信号采集处理的方法，本系统在简单的一路导联方式下，用电极从母体腹部采集微弱的心电混合信号，送入前级高性能仪表放大器放大，之后考虑抑制采集时加入的干扰信号：1) 50 Hz 工频干扰，以共模形式存在；2) 导联线与皮肤接触形成的极化电压；3) 母体肌电干扰，频带为 2 Hz~500 Hz；4) 由于测量电极接触不良、人体的轻微运动和被测对象的呼吸等引起的基线漂移，频率小于 0.7 Hz<sup>[7]</sup>。但是，一路导联采集的混合信号中，胎儿心电波幅低，心率快，母体心电波幅高，心率慢，因此，为保留胎儿心电的细节信息，要适当拓宽系统的通频带，集中在 0.05 Hz~160 Hz。接着是后级放大，同样是高性能的仪表放大，并引入自动增益控制(AGC)的方式来控制总的放大倍数在 10 000 倍以内自动调整，这样就可以调整幅值相差数十倍的微弱信号的放大倍数，保证了信号的高精确度采集，使输出信号维持在一个相对稳定的范围内，同时记录信号强弱和放大倍数的拟合关系。虽然，这时混合的心电波形已经失真，但是经过胎儿心电分离算法处理接口和后级的算法分离处理单元相接，只要算法设计得当，就可依据之前记录的信号细节较多的母体腹壁混合信号拟合关系，分离出低失真的胎儿心电信号。

## 2 硬件设计

系统分为电源电路模块、电极导联电路、输入匹配电路、右腿驱动电路、前级放大电路、基线漂移稳定、滤波电路、后级放大及 AGC 控制电路等。以下介绍系统中的几部分关键电路。

### 2.1 前级放大电路

电极采集的母体腹部混合心电信号复杂，信噪比低，前级放大器在系统中处于非常重要的地位，决定了整个系统的重要性能指标。选用性能较好的仪表放大器 AD8220 作为前级放大器，充分考虑到电路的高输入阻抗、高共模抑制比(Common Mode Rejection Ratio, CMRR)、低噪声、低漂移要求，设计的电路如图 2 所示。

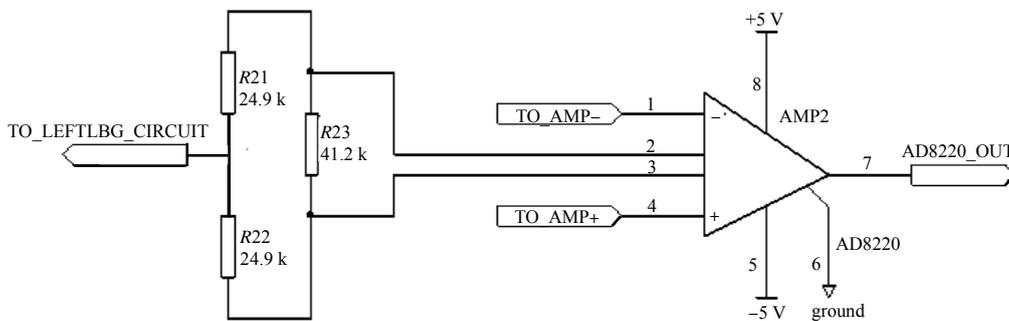


Fig.2 Pre-amplifying circuit  
图 2 前级放大电路

放大器的 2 脚与 3 脚间接控制增益的电阻。放大倍数取为 14，见式(1)：

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{RG} = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{49.2 \text{ k}\Omega / 4.12 \text{ k}\Omega} = 14 \quad (1)$$

式中： $G$  代表增益； $RG$  代表增益电阻。

FET(Field Effect Transistor)输入、增益可设置的高性能仪表放大器 AD8220 最大输入偏置电流为 10 pA，在增益为 14 时，具有 112 dB 的高 CMRR，同时只具有  $14 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$  的输入噪声，静态电流也只有最大 750  $\mu\text{A}$ ，非常适用于前级低噪声放大。

## 2.2 滤波电路

前级放大电路输出的混合信号中含有大量的肌电干扰信号(几百赫兹以上)和电磁干扰信号(高频)。为了滤除这些干扰信号，以及考虑特殊场合应用、同频带的需求，设计一个由低噪声运放 AD8618 构成的通带截止频率约为 158 Hz 的有源五阶贝塞尔低通滤波电路，电路如图 3 所示。用 Multisim 电路仿真软件对电路特性仿真，得到的频率特性如图 4 所示。从幅频特性图中可以看到，中心频率大约在 158 Hz<sup>[8]</sup>。

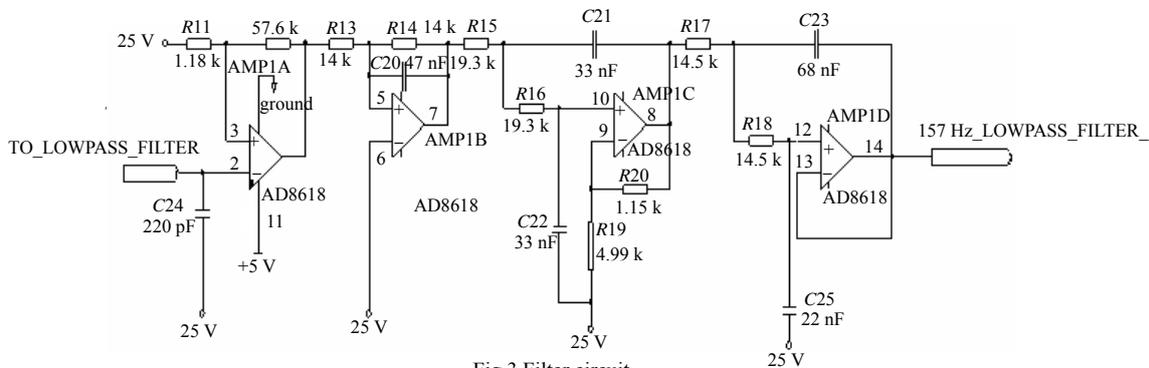


Fig.3 Filter circuit  
图3 滤波电路

设计的贝塞尔滤波器具有线性相移特性，保证采集的母体腹壁混合心电信号不失真放大，适用于具有脉冲波形的特征的滤波处理。

## 2.3 后级放大和增益自动控制电路

母体胎儿心电混合信号具有母体心电信号相对大，胎儿心电信号相对小的特点，所以在后级硬件电路中设计增益控制(AGC)电路，引入可编程控制的增益调节电路，使电路能够高精度地将采集到的不同幅值的信号放大到一个合适的范围内，根据记录下的放大倍数和信号大小的拟合关系，后级处理单元又可根据相关算法高精度地恢复胎儿心电信号。

在后级放大电路中，还是采用仪表放大器芯片 AD8220 搭建的放大电路，但是决定放大倍数的反馈电阻用高精度的数字电位器芯片 AD5293 替代。AD5293 具有 1 024 个抽头，可以很轻易控制在 1 000 倍范围放大，加上前端的 14 倍放大，总增益可以控制在 10 000 倍范围内放大，便于微伏信号和毫伏信号同时高精度采集。增益控制 AGC 的实现是这样过程，采用 TI 公司的 MSP430 单片机控制 ADI 公司的数字电位器芯片 AD5293，通过软件判断采样信号幅值大小，自动改变数字电位器的阻值，从而改变放大倍数，并且自动记录下不同的放大倍数和信号幅值的对应关系，达到自动增益控制的目的。

## 3 软件设计

软件要实现的功能就是能智能判断信号大小，从而自动改变信号的放大倍数，并记录放大倍数，建立放大倍数和信号幅度的拟合关系，存储送后级处理。软件实现的过程是：系统初始化后，启动定时中断，然后控制器给

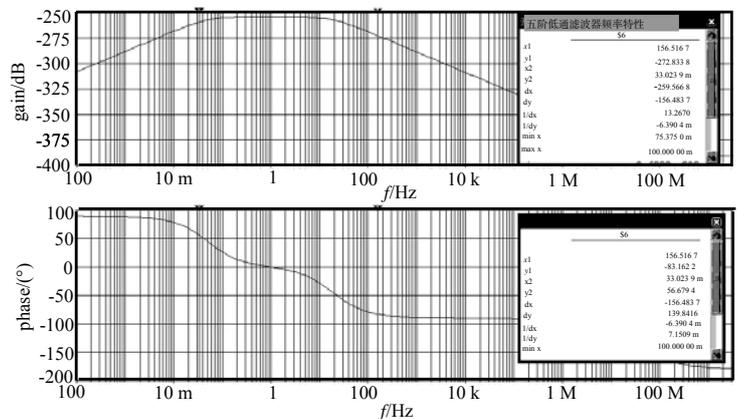


Fig.4 Frequency characteristics of low-pass filter at 158 Hz  
图4 158 Hz 低通滤波频率特性图

电位器赋初始值，给后级放大电路一个初始放大倍数。当定时中断来的时候，控制器控制 AD(模数转化)器件对放大后的信号进行采样，结果存于预定义大小的缓存区，直到存满，之后对缓存区的数值进行判断，如在合适的范围，则转存，同时标记缓存区的位置，并且保存数字电位器的赋值，进而保存了放大倍数。如不符合要求，则调整数字电位器的赋值，重新采样，覆盖原先数据，重新判断幅值大小，符合条件则转存，循环进行。处理器控制后级放大增益自动控制，自动记录下不同的放大倍数和信号幅值的程序流程如图 5 所示。

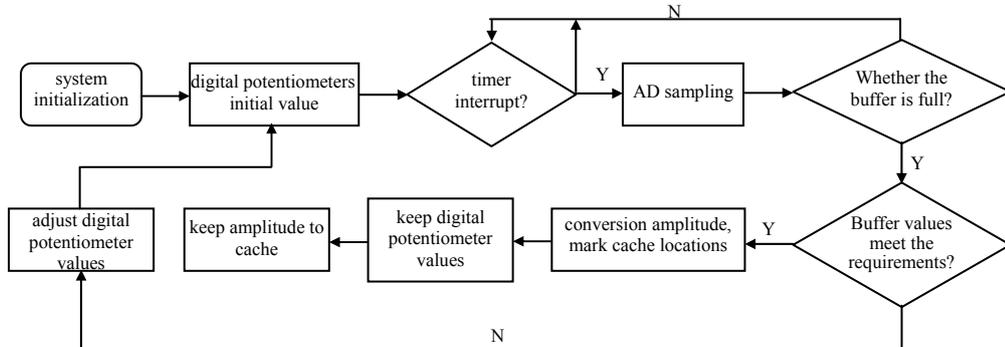


Fig.5 System flow chart  
图 5 系统软件流程图

#### 4 系统运行结果和分析

测量环境中充满各式电磁干扰，严重影响微弱的电极采集信号。因此，测量时采用屏蔽导线，并将导线相互绞合，尽量减小引线环路面积，使导线的屏蔽层可靠接地，以减少空间磁感应干扰。将信号采集与放大部分放入特制的金属屏蔽盒内，将壳体接地，减少采集的微弱心电信号基线上的纹波。

上述测量方法下，系统经过前级放大后的测试波形如图 6 所示。图中显示的是母体腹部混合信号经过一级放大滤波后的波形。波形保留了基本的心电信号形状。

另外，让设计的程控放大系统在 AGC 控制状态下工作，单独对系统的 AGC 控制指标进行测试，将输入信号调到 30 Hz，把有效值从 1 mV 起往上调，测试输出电压有效值。测试数据如表 1 所示。

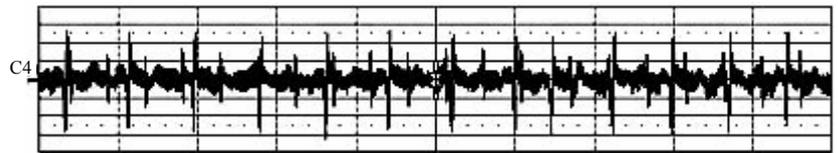


Fig.6 pre-amplified mixed-abdomen signal  
图 6 第 1 级放大后的混合腹部信号

表 1 AGC 控制测试数据表  
Table1 AGC control test data

	30 Hz	30 Hz	30 Hz	30 Hz	30 Hz	30 Hz	30 Hz
$U_i$	1 mV	5 mV	10 mV	1.00 V	1.50 V	2.00 V	3.00 V
$U_o/V$	4.00	4.11	4.13	4.25	4.20	4.15	4.03
gain/dB	1 002	1 001	995	998	997	999	1 005

表 1 的测试数据中，输入信号从 1 mV 变化到 3 V，输出信号变化范围不超过 0.25 V，输入信号变化范围为  $20\lg[3000/1]dB = 69.5dB$ ，输出信号范围为  $20\lg[4.25/4]dB = 0.5dB$ ，所以得到 AGC 控制范围为  $(69.5 - 0.5)dB = 69dB$ 。

最后，用设计的程控放大器去处理母体腹壁混合信号。图 7 显示的则是经过后级 AGC 控制后的波形，幅度基本维持在 1.1 V 的很小范围内，波形已不再是基本的心电信号形状，但信号强度不同的心电混合信号的不同放大倍数已通过软件自动记录，便于低失真恢复胎儿心电信号。

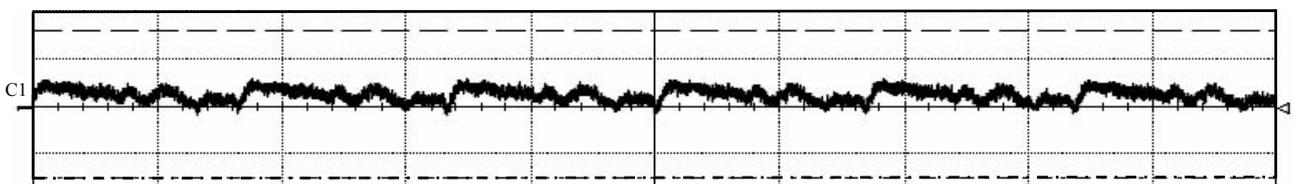


Fig.7 Signal waveform after the AGC control  
图 7 经过 AGC 控制后的信号波形

将所设计的系统结合后部分的信号算法处理模块,对孕妇的混合信号采用间接法进行胎儿心电信号提取,结果表明能够得到清晰的胎儿心电信号。

## 5 结论

此简单导联胎儿心电信号提取程控放大器设计为在低信噪比条件下高精度采集宽动态范围、微弱信号提供了一种解决方法。该文设计提出了用自动增益控制(AGC)的思想去处理母体混合信号,并记录放大倍数和采集放大信号的拟合关系,便于后续高精度地恢复胎儿心电信号,可用于构建简单导联胎儿心电信号提取系统。本研究结果对在胎儿和母体心电信号 QRS(QRS 分别代表心电信号的 Q 波, R 波, S 波)波群存在交叠或信噪比较低的情况下,提取临床上实用、清晰的胎儿心电具有重要的意义。

### 参考文献:

- [1] 程志厚,宋数良. 胎儿电子监护学[M]. 北京:人民卫生出版社, 2001.
- [2] 李昕,胡波,凌燮亭,等. 基于盲信号分离的胎儿心电提取[J]. 中国生物医学工程学报, 2002,21(5):461-465.
- [3] Ali Khamene,Shahriar Negahdaripour. A New Method for the Extraction of Fetal ECG from the Composite Abdominal Signal[J]. IEEE Trans. Biomed. Eng., 2000,4(47):507-516.
- [4] Camps-Valls G,Martínez-Sober M,Soria-Olivas E,et al. Fetal ECG recovery using dynamic neural networks[J]. Artif. Intell., 2004,3(31):197-209.
- [5] 蒲秀娟,曾孝平,陈悦君,等. 基于径向基函数神经网络的胎儿心电提取[J]. 重庆大学学报, 2009,32(1):111-115.
- [6] 蒲秀娟,曾孝平,陈悦君,等. 使用广义回归神经网络的胎儿心电提取[J]. 计算机工程与应用, 2009,45(10):211-214.
- [7] Assaleh K T,Al-Nashash,HA. Noniterative method for two-lead fetal ECG extraction[C]// I Engineering in Medicine and Biology Society. San Francisco:[s.n.], 2004:929-932.
- [8] 曾孝平,崔正磊,熊东,等. 无源感应数据传输系统的设计与实现[J]. 信息与电子工程, 2009,6(7):515-518.

### 作者简介:



曾孝平(1956-),男,四川省广安市人,博士生导师,教授,主要研究方向为电路与系统、移动通信、信号处理等.email:zxp@ccee.cqu.edu.cn.

魏双临(1976-),男,南昌市人,在读硕士研究生,主要研究方向为电路与系统、电子系统的数字化、软化、智能化等.

熊东(1979-),男,四川省眉山市人,博士,主要研究方向为电路与系统、射频识别等.

杨学敏(1987-),男,重庆市人,在读硕士研究生,主要研究方向为电路与系统、射频识别等.

王峰(1986-),男,重庆市人,在读硕士研究生,主要研究方向为电路与系统、射频识别等.