

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102151133 B

(45) 授权公告日 2012. 10. 24

(21) 申请号 201110051989. 5

审查员 谢楠

(22) 申请日 2011. 03. 04

(73) 专利权人 上海理工大学

地址 200093 上海市军工路 516 号

(72) 发明人 李丕丁

(74) 专利代理机构 上海新天专利代理有限公司

31213

代理人 王敏杰

(51) Int. Cl.

A61B 5/0488 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2010/0106044 A1, 2010. 04. 29, 全文 .

CN 201675937 U, 2010. 12. 22, 全文 .

CN 101482773 A, 2009. 07. 15, 全文 .

CN 202027575 U, 2011. 11. 09, 权利要求
1-7.

US 6834436 B2, 2004. 12. 28, 全文 .

CN 101278838 A, 2008. 10. 08, 全文 .

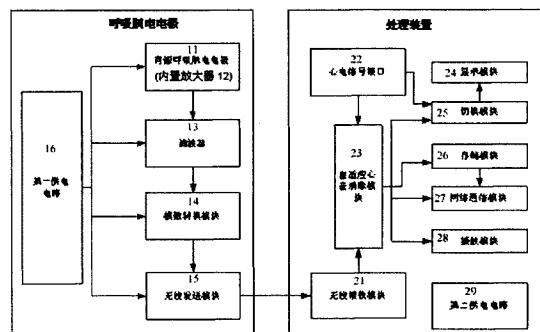
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

便携呼吸肌电采集装置

(57) 摘要

本发明公开了一种便携呼吸肌电采集装置，包括用于粘贴在人体表面胸部或背部的听诊装置和处理装置，听诊装置包括有源呼吸肌电电极、放大器、滤波器、模数转换模块、无线发送模块和第一供电电路，处理装置包括无线接收模块、心电信号接口、自适应心电滤除模块、存储模块、网络通信模块和第二供电电路。本发明电路功能强大，功耗低、可靠性高，便于携带，具有呼吸肌电信号采集、数据存储、心电滤除、网络远程监护的功能。



1. 一种便携呼吸肌电采集装置,其特征在于,该装置包括听诊装置和处理装置,所述的听诊装置用于粘贴在人体表面的胸部或背部,包括:

有源呼吸肌电电极(11),用于感测呼吸肌电信号;

内置放大器(12),位于所述有源呼吸肌电电极(11)内并与该有源呼吸肌电电极(11)连接,用于初步放大呼吸肌电信号,并提高共模抑制比;

滤波器(13),与所述放大器(12)连接,用于滤除直流、高频干扰与工频信号;

模数转换模块(14),与所述滤波器(13)连接,用于将滤波后的信号进行模数转换;

无线发送模块(15),与所述模数转换模块(14)连接,用于以无线方式发送数字化呼吸肌电信号;

第一供电电路(16),与所述有源呼吸肌电电极(11)、所述放大器(12)、所述滤波器(13)和所述模数转换模块(14)分别连接,用于分别向其供电;

所述的处理装置包括:

无线接收模块(21),与所述无线发送模块(15)连接,用于接收数字化呼吸肌电信号;

心电信号接口(22),用于接入数字化心电信号;

自适应心电滤除模块(23),与所述无线接收模块(21)和所述心电信号接口(22)连接,用于滤除数字化呼吸肌电信号中的心电成分;

存储模块(26),与所述自适应心电滤除模块(23)连接,用于存储滤除了心电成分的数字化呼吸肌电信号;

网络通信模块(27),与所述自适应心电滤除模块(23)连接,用于网络的通信连接;

第二供电电路(29),与所述无线接收模块(21)、心电信号接口(22)、自适应心电滤除模块(23)、存储模块(26)和所述网络通信模块(27)分别连接,用于分别向其供电。

2. 根据权利要求1所述的便携呼吸肌电采集装置,其特征在于,所述处理装置还包括显示模块(24),与所述存储模块(26)和所述第二供电电路(29)连接,用于显示滤除了心电成分的呼吸肌电信号。

3. 根据权利要求1所述的便携呼吸肌电采集装置,其特征在于,所述处理装置还包括播放模块(28),与所述自适应心电滤除模块(23)和所述第二供电电路(29)连接,用于播放滤除了心电成分的呼吸肌电信号。

4. 根据权利要求1所述的便携呼吸肌电采集装置,其特征在于,所述的滤波器(13)由带通滤波器和陷波滤波器构成。

5. 根据权利要求1所述的便携呼吸肌电采集装置,其特征在于,所述的自适应心电滤除模块(23)采用MLMS算法滤除心电成分。

6. 根据权利要求1所述的便携呼吸肌电采集装置,其特征在于:所述无线发送模块(15)和无线接收模块(21)之间的信息采用射频收发。

便携呼吸肌电采集装置

技术领域

[0001] 本发明涉及信号采集领域，特别是涉及一种便携呼吸肌电采集装置。

背景技术

[0002] 呼吸肌电是一种电信号，是人在呼吸时，呼吸肌产生的电信号。由于人体表面呼吸活动与呼吸肌功能的关系最为密切，呼吸肌中膈肌又是最重要的，所以一般呼吸肌电信号通常指膈肌肌电信号。通过对膈肌的 EMG 信号测量来监测人体表面的呼吸活动，在理论上是最可靠和准确的。但是，由于人体表面的膈肌 EMG 信号一般采用有创提取的方法，而膈肌表面 EMG 信号又受到心脏 ECG 信号的强大干扰，因此，利用膈肌表面 EMG 信号监测人体表面呼吸功能的方法的应用受到很多限制。

[0003] 尽管已经研发出各类的呼吸肌电采集系统，但在实际应用中，这种方式极为不便，尤其是在人口膨胀的当代，各类肺部传染病不时发生，例如 SARS、禽流感和肺鼠疫等高传染性疾病。对于感染了这些重症的病人，进行面对面的呼吸肌电采集时很容易造成医护人员和人体表面间的交叉感染；由于需要有创提取，进一步增大了感染血液传染病的几率。因此发展一种有效、无接触的便携的呼吸肌电采集手段，满足临床和社会的需求，就显得尤为迫切。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于克服上述现有技术的不足，提供一种便携呼吸肌电采集装置，由电极采集呼吸肌电信号，经过放大、滤波、模数转换后以无线方式发送给处理装置，实现对呼吸肌电的远程采集。

[0005] 本发明技术解决方案如下：

[0006] 一种便携呼吸肌电采集装置，其特点是，该装置包括听诊装置和处理装置，所述的听诊装置用于粘贴在人体表面的胸部或背部，包括：

[0007] 有源呼吸肌电电极，用于感测呼吸肌电信号；

[0008] 内置放大器，位于所述有源呼吸肌电电极内并与该有源呼吸肌电电极连接，用于初步放大呼吸肌电信号，并提高共模抑制比；

[0009] 滤波器，与所述放大器连接，用于滤除直流、高频干扰与工频信号；

[0010] 模数转换模块，与所述滤波器连接，用于将滤波后的信号进行模数转换；

[0011] 无线发送模块，与所述模数转换模块连接，用于以无线方式发送所述数字化肺音信号；

[0012] 第一供电电路，与所述源呼吸肌电电极、所述放大器、所述滤波器和所述模数转换模块分别连接，用于分别向其供电；

[0013] 所述的处理装置包括：

[0014] 无线接收模块，与所述无线发送模块连接，用于接收数字化呼吸肌电信号；

[0015] 心电信号接口，用于接入数字化心电信号；

- [0016] 自适应心电滤除模块，与所述无线接收模块和所述心电信号接口连接，用于滤除数字化呼吸肌电信号中的心电成分；
- [0017] 存储模块，与所述自适应心电滤除模块连接，用于存储滤除了心电成分的数字化呼吸肌电信号；
- [0018] 网络通信模块，与所述自适应心电滤除模块连接，用于网络的通信连接；
- [0019] 第二供电电路，与所述无线接收模块、自适应心电滤除模块、心电信号接口、存储模块和所述网络通信模块分别连接，用于分别向其供电。
- [0020] 所述处理装置还包括显示模块，与所述存储模块和所述第二供电电路连接，用于显示滤除了心电成分的呼吸肌电信号。
- [0021] 所述处理装置还包括切换模块，与所述心电信号接口、所述自适应心电滤除模块、所述显示模块和所述第二供电电路连接，并设有供用户操作的心电监控按键和呼吸肌电监控按键，用于根据按键信号将滤除了心电成分的呼吸肌电信号或心电信号提供给所述显示模块。
- [0022] 所述处理装置还包括播放模块，与所述自适应心电滤除模块和所述第二供电电路连接，用于播放滤除了心电成分的呼吸肌电信号。
- [0023] 所述的滤波器由带通滤波器和陷波滤波器构成。
- [0024] 所述的自适应心电滤除模块采用 MLMS 算法滤除心电成分。
- [0025] 所述无线发送模块和无线接收模块之间的信息采用射频收发。
- [0026] 与现有技术相比，本发明的有益效果是：
- [0027] (1) 由于听诊装置和处理装置之间采用无线方式通信连接，有效避免使用时面对面医患之间的交叉感染，实现对呼吸肌电的实时监控。
- [0028] (2) 由于采用了自适应心电滤除模块，有效滤除了数字化呼吸肌电信号中的心电信号成分。

附图说明

- [0029] 图 1 是本发明便携呼吸肌电采集装置的结构示意图；
- [0030] 图 2 是本发明便携呼吸肌电采集装置中带通滤波器的电路图；
- [0031] 图 3 是本发明便携呼吸肌电采集装置中陷波滤波器的电路图；
- [0032] 图 4 是本发明便携呼吸肌电采集装置中自适应心电滤除模块的芯片示意图。
- [0033] 图 5 是本发明便携呼吸肌电采集装置中有源呼吸肌电电极内置放大器的电路图。

具体实施方式

- [0034] 下面结合附图和实施例对本发明做进一步描述，但不以此限制本发明的保护范围。
- [0035] 请先参阅图 1，图 1 是本发明便携呼吸肌电采集装置的结构示意图，如图所示，一种便携呼吸肌电采集装置，该装置包括听诊装置和处理装置，所述的听诊装置用于粘贴在人体表面的胸部或背部，包括：
- [0036] 有源呼吸肌电电极 11，用于感测呼吸肌电信号；
- [0037] 内置放大器 12，位于所述有源呼吸肌电电极 11 内并与该有源呼吸肌电电极 11 连

接,用于初步放大呼吸肌电信号,并提高共模抑制比。本实施例采用的采样率:2kSps;采样分辨率:12B1ts;带宽:25~500Hz;采用高共模抑制比的仪表放大器AD8221,如图5,本发明便携呼吸肌电采集装置中有源呼吸肌电电极内置放大器的电路图所示,放大倍数由R26决定。放大倍数为K=1+49.4/12.7。

[0038] 滤波器13,与所述放大器12连接,用于滤除直流、高频干扰与工频信号。该滤波器由带通滤波器和陷波滤波器构成,两者的先后顺序不限,即带通滤波器与所述有源呼吸肌电电极11输出端连接,用于滤除直流和高频干扰,陷波滤波器连接该带通滤波器输出端,再滤除工频信号的;或者陷波滤波器与所述有源呼吸肌电电极11输出端连接,用于滤除50Hz工频信号,带通滤波器与该陷波滤波器的输出端连接,再滤除直流和高频干扰。

[0039] 模数转换模块14,与所述滤波器13连接,用于将滤波后的信号进行模数转换,获得数字化呼吸肌电信号。可选用TI公司的超低功耗MSP430-1471来实现,该芯片具有一个12位A/D,可直接实现呼吸肌电信号的数字化处理。

[0040] 无线发送模块15,与所述模数转换模块14连接,用于以无线方式发送所述数字化肺音信号,选用TI公司的低功率低成本、低功耗2.4GHz射频收发器CC2500。

[0041] 第一供电电路16,与所述源呼吸肌电电极11、所述放大器12、所述滤波器13和所述模数转换模块14分别连接,用于分别向其供电,可采用电池供电。

[0042] 所述的处理装置包括:

[0043] 无线接收模块21,与所述无线发送模块15连接,用于接收数字化呼吸肌电信号,选用TI公司的低功率低成本、低功耗2.4GHz射频收发器CC2500。

[0044] 心电信号接口22,用于接入数字化心电信号,该信号可以由心电设备采集。

[0045] 自适应心电滤除模块23,与所述无线接收模块21和所述心电信号接口22连接,用于滤除数字化呼吸肌电信号中的心电成分,可采用ADI公司的BlackfinBF533,该芯片具有强大的数据处理功能,可以轻松完成自适应心电消除算法等复杂计算,其部分电路图见图4。

[0046] 存储模块26,与所述自适应心电滤除模块23连接,用于存储滤除了心电成分的数字化呼吸肌电信号,采用SD卡存储信息。

[0047] 网络通信模块27,与所述自适应心电滤除模块23连接,用于网络的通信连接。网络通信模块采用Crystal公司的CS8900,该芯片支持10M/100Mbps通讯速率,支持16位/32位总线带宽,全双工和半双工工作模式,CS8900数据端口DEVICE_A1-DEVICE_A8和DEVICE_D0-DEVICE_D15分别经过74HC245与Blackfin的A1-A8(地址)和D0-D15(数据)端口相连。

[0048] 第二供电电路29,与所述无线接收模块21、心电信号接口22、自适应心电滤除模块23、存储模块26和所述网络通信模块27分别连接,用于分别向其供电,可选用电池供电,由于BlackfinBF533芯片等采用3.3V的电压,而两节AA电池提供的电压为2.4V,所以供电电路设置了升压电路,例如,采用凌特公司的MC34063,输出电压为3.3V。

[0049] 显示模块24,与所述存储模块26连接,用于显示滤除了心电成分的呼吸肌电信号,实现对呼吸肌电的实时监测。

[0050] 切换模块25,与所述心电信号接口22、所述自适应心电滤除模块23和所述显示模块24连接,并设有供用户操作的心电监控按键和呼吸肌电监控按键,用于根据按键信号将

滤除了心电成分的呼吸肌电信号或心电信号提供给所述显示模块 24。

[0051] 播放模块 28, 与所述自适应心电滤除模块 23 连接, 用于播放滤除了心电成分的呼吸肌电信号。

[0052] 需要说明的是, 处理装置中的各部件都由第二供电电路 29 供电, 为简化图示, 图 1 中所示的第二供电电路与各部件的连线未示出。

[0053] 图 2 是本发明便携呼吸肌电采集装置中带通滤波器的电路图, 如图所示, 带通滤波器采用无限增益多路反馈型滤波电路, 它是由一个理论上具有无限增益运算放大器赋以多路反馈构成的滤波电路。由单一运算放大器构成的无限增益多路反馈二阶带通滤波电路的基本结构。无限增益多路反馈型滤波电路由于没有正反馈, 故稳定性高。放大器采用 TI 公司的 LM324, 四运放的一路。带通滤波器的相关参数为:

$$[0054] \text{通带增益 } H_0 = -\frac{R_4 C_3}{R_2(C_2 + C_3)}$$

$$[0055] \text{中心频率 } \omega_0 = \sqrt{\frac{R_2 + R_3}{R_2 R_3 R_4 C_2 C_3}}$$

$$[0056] \text{品质因素 } \frac{\omega_0}{Q} = \frac{1}{R_4} \left(\frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} \right)$$

[0057] 图 3 是本发明便携呼吸肌电采集装置中陷波滤波器的电路图, 如图所示, 陷波滤波器的电路是带双 T 网络的有源滤波器, 其传递函数:

$$[0058] A(s) = \frac{1 + (sCR)^2}{1 + 2(2 - A_0)sCR + (sCR)^2} A_v \quad (1)$$

$$[0059] \text{其中 } : A_v = \frac{R_1 + R_2}{R_2} \quad (2)$$

[0060] A_v 是 T 型电阻网络的传递函数。

[0061] A_o 是有源滤波器的放大倍数。 $A_o = R_6 / (R_5 + R_6)$

[0062] 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。

$$[0063] f_0 = \frac{1}{2\pi RC} \quad (3)$$

[0064] 当 $f_0 = 50\text{Hz}$ 时, C 和 R 分别取 $0.068 \mu\text{F}$ 和 $47\text{k}\Omega$; $f_0 = 100\text{Hz}$ 时, C 和 R 分别取 $0.068 \mu\text{F}$ 和 $24\text{k}\Omega$ 。

[0065] 图 4 是本发明便携呼吸肌电采集装置中自适应心电滤除模块的芯片示意图, 如图所示, 无线接收模块 21 接收到的数字化呼吸肌电信号送入 BlackfinBF533 芯片的主输入端, 而由心电信号接口 22 接入的心电信号送入 BlackfinBF533 芯片的参考输入端, 由于心脏与肺同处胸部, 且心的搏动很强, 因此混入呼吸肌电的心电干扰往往比呼吸肌电信号高一个数量级。而且, 心电频带为 $0.05 \sim 200\text{Hz}$, 与呼吸肌电频带 ($20 \sim 500\text{Hz}$) 有很大范围的重叠, 使用普通滤波方法不能有效地将它消除。因此, BlackfinBF533 芯片采用 MLMS 算法滤除心电成分, 即若采集的呼吸肌电号为:

[0066] $d_j = b_j + h_j' + n_j'$ (1)

[0067] 其中, b_j 为信号中呼吸肌电成分的采集值; h_j' 为心电成分; n_j' 为主输入端的随机噪声。而参考输入端接入的心电信号是从心尖部位采集的, 为:

[0068] $x_j = h_j + n_j$ (2)

[0069] 其中, h_j 为心电参考信号采集值; n_j 为参考信号中的噪声。

[0070] 如果 n_j, n_j' 和 b_j 为互不相关的, 且它们与 h_j, h_j' 也不相关, 由此可得到自适应消噪声器的基本方程为:

[0071] $e_j = d_j - y_j$ (3)

[0072] 确定 y_j 的方程由采用的自适应算法而定。采用 MLMS 算法, 其递推方程为

[0073] $e_j = d_j - W_{j-1}^T X_j$ (4)

[0074] $G_j = 2 \mu / [1 + 2 \mu X_j^T X_j]$ (5)

[0075] 和 $W_j = W_{j-1} + G_j e_j X_j$ (6)

[0076] 式中 W_j 为 j 时刻的自适应权矢量。设它为 p 阶矢量, 设

[0077] $W_j = [W_{j,0}, W_{j,1}, \dots, W_{j,p-1}]^T$

[0078] 而 X_j 为自适应滤波器的输入信号矢量, 为: $X_j = [X_j, X_{j-1}, \dots, X_{j-(p-1)}]^T$ 。

[0079] 经试验表明, 本发明便携呼吸肌电采集装置采用无线传输呼吸肌电数据, 其电路功能强大, 功耗低、可靠性高, 整个系统体积非常小巧, 实现了便携式要求, 具有呼吸肌电信号采集、数据存储、心电滤除, 网络远程监护的功能。

[0080] 上述实施例仅列示性说明本发明的原理及功效, 而非用于限制本发明。任何熟悉此项技术的人员均可在不违背本发明的精神及范围下, 对上述实施例进行的修改均落在本发明的保护范围之内。

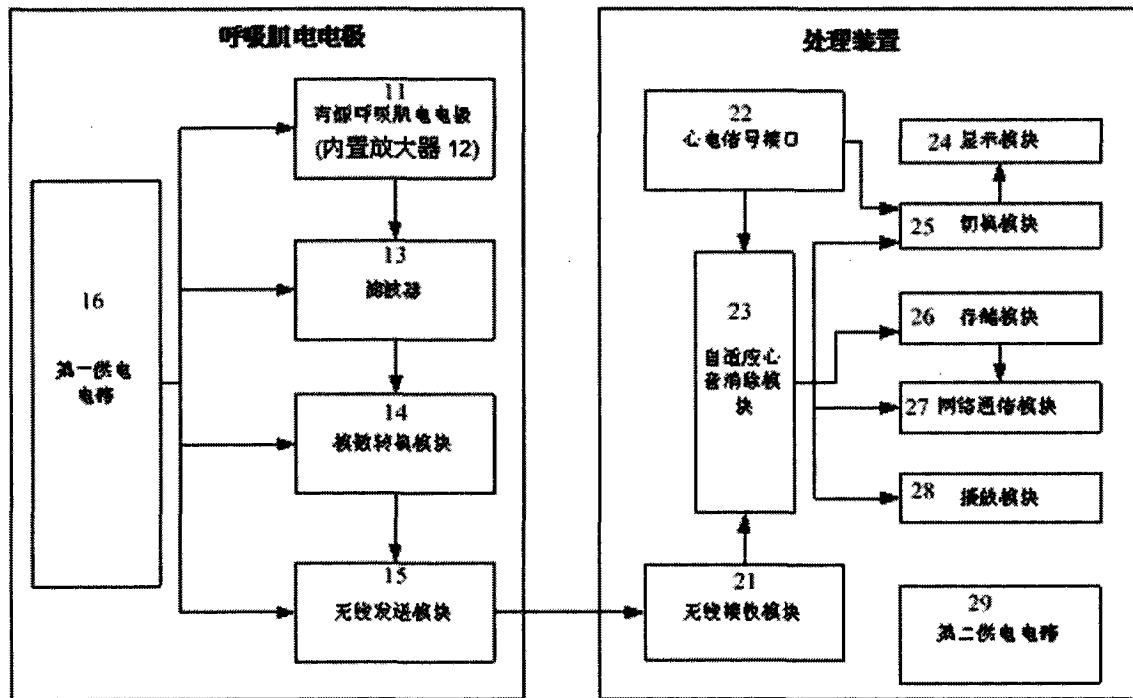


图 1

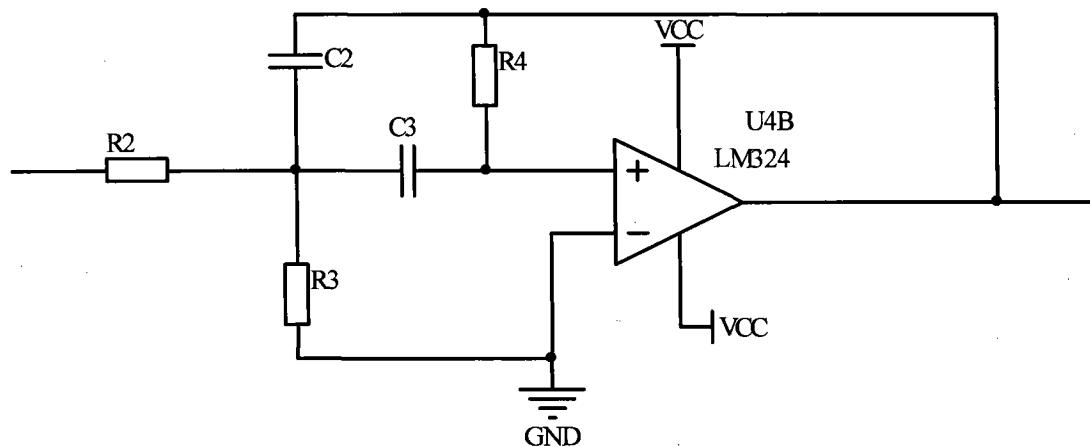


图 2

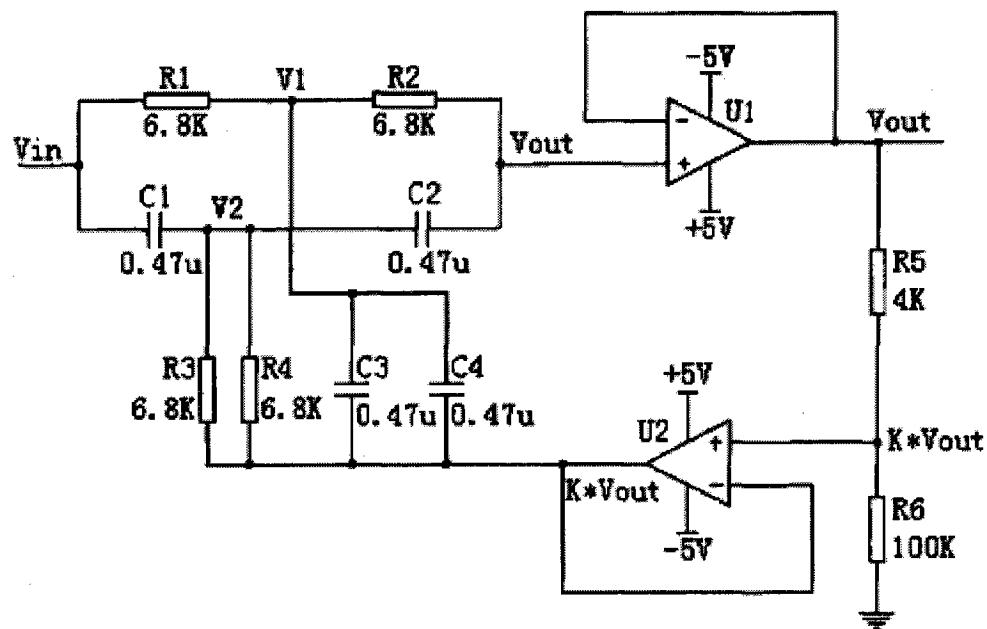


图 3

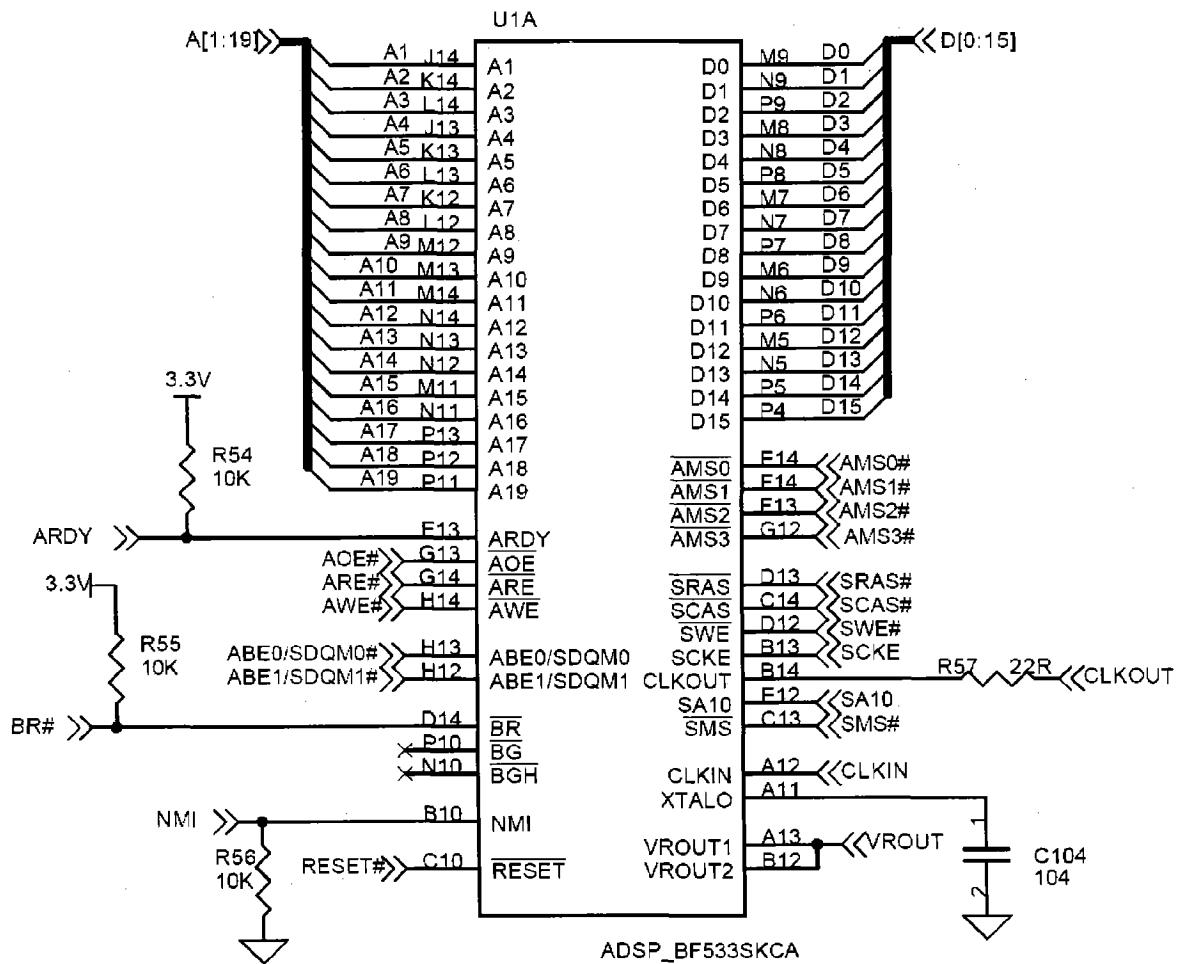


图 4

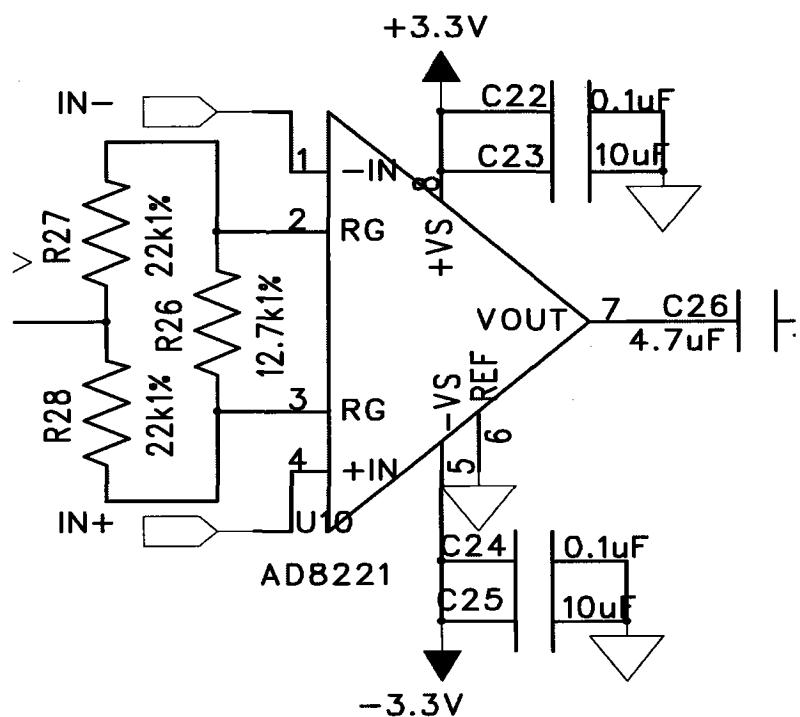


图 5