

DOI: 10.13382/j.jemi.2017.09.018

新型低功耗宽量程精密恒电位仪设计^{*}

柯盼盼¹ 高云鹏¹ 何湘衡¹ 张韵琦¹ 刘海蓉²

(1. 湖南大学电气与信息工程学院 长沙 410082; 2. 湖南大学材料科学与工程学院 长沙 410082)

摘 要:为了满足电化学分析系统中宽量程范围内微电流的准确测量需求,设计了一种新型低功耗宽量程精密恒电位仪,提出了基于补偿式恒电位控制与两级比例电阻法相结合的微电流检测方法,实现 $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A 量程范围内的准确电流测量。文中给出新型低功耗宽量程精密恒电位仪的硬件电路设计,利用等效模型电路推导了电路传输特性,并采用自制的三电极自制针状传感器和高精度电阻模拟生物电化学分析过程。仿真和实测结果表明,新型低功耗宽量程精密恒电位仪信号输出稳定,在 $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A 量程范围内的微电流检测相对误差小于1%,据此设计的便携式恒电位仪已实际应用于组织工程液压生物反应器智能化监测系统。

关键词:微电流;恒电位仪;宽量程;输入补偿;比例电阻法

中图分类号: TH832; TN721.2 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 460.40

Design of novel wide-range precision potentiostat with low power dissipation

Ke Panpan¹ Gao Yunpeng¹ He Xiangheng¹ Zhang Yunqi¹ Liu Hairong²

(1. College of Electrical and Information Engineering, Hunan University, Changsha 410082, China;

2. College of Materials Science and Engineering, Hunan University, Changsha 410082, China)

Abstract: In order to meet the requirement of accurate measurement of wide-range micro-current in the electrochemical analysis system, a novel wide-range precision potentiostat with low power dissipation is designed in this paper. New detection method based on compensated potential control and two-stage proportional resistance method is proposed to achieve accurate measurement of micro-current in the wide-range of $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A. The hardware circuit design of novel wide-range precision potentiostat with low power dissipation is proposed, the transmission characteristic of the circuit is deduced by equivalent model circuit, and the bioelectrochemical analysis process is simulated by using homemade three-electrode needle sensor and high precision resistors. The simulation and experimental results show that the signal output of the novel wide-range precision potentiostat with low power dissipation is stable, the relative error of micro-current detection in the wide-range of $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A is less than 1%, and the novel portable potentiostat according to the proposed method has practical application in tissue engineering hydraulic bioreactor intelligent monitoring system.

Keywords: micro-current; potentiostat; wide-range; input compensation; proportional resistance method

0 引 言

大量生物医学试验证明,在组织培养液阻抗特性分析过程中,可通过测量电化学反应产生的微电流变化来获取培养液内各参数(如氧含量、葡萄糖及pH值等)的

含量^[1]。根据生物电化学分析原理,在组织培养液中施加0.5~0.7 V的激励信号时,电化学反应趋于稳定^[2]。在电化学分析系统中,恒电位电路作为激励信号产生与溶液参数检测的关键电路,其设计成为实现系统中各参数准确检测的重要环节^[3-4]。

由于生物组织培养的特殊性,恒电位电路输出信号

质量是影响系统性能的主要原因^[5-6]。激励信号直接关系到待测信号的准确性,即使微小的偏差也会对检测结果造成相当大的影响,且受当前生物阻抗分析微电流宽区间稳定准确测量的限制,在 $\text{pA} \sim \text{mA}$ 量程跨度达到 8 个数量级的电流连续准确测量难以在实际应用实现^[7],因此电化学分析过程中高准确度的宽量程测量技术成为亟待解决的问题。

本文针对三电极式传感器检测特点,设计了一种新型低功耗宽量程精密恒电位仪,提出基于补偿式恒电位控制与两级比例电阻法相结合的微电流检测方法,给出新型低功耗宽量程精密恒电位仪的电路原理图,推导了电路传输特性,并采用自制的三电极针状传感器和高精度电阻模拟生物电化学分析过程,实现对该系统进行测试。仿真与实测结果表明,该系统检测输出信号稳定,在 $10^{-10} \sim 10^{-3} \text{ A}$ 量程范围内的微电流检测相对误差 $< 1\%$,本文设计的新型便携式恒电位仪已在组织工程液压生物反应器智能化监测系统中实际应用。

1 恒电位仪检测原理

在组织工程电化学分析系统中,恒电位电路的设计是整个系统功能的关键^[8],其电路结构如图 1 所示。信号发生器产生检测所需的外部激励信号,电位控制电路将激励信号准确地施加在三电极式传感器的参比电极上,并通过工作电极收集电流信号,电流电压转换电路将传感器收集到的电流信号转换为电压信号,即本文的研究对象。

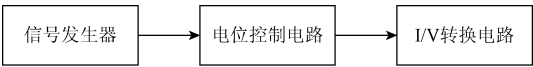


图 1 恒电位电路结构

Fig. 1 Block diagram of the potentiostatic circuit structure

恒电位电路设计需满足两个条件:1)提供基准电位;2)满足恒电位的调节规律,当电路参数发生变化时,具有自动调节的能力,使电极相对电位保持恒定^[9]。传统的恒电位电路原理如图 2 所示。

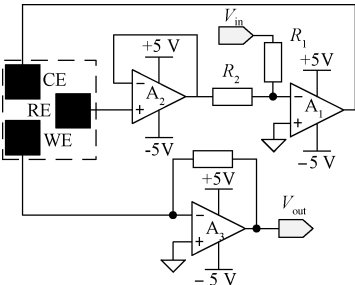


图 2 恒电位电路原理

Fig. 2 Schematic diagram of the potentiostatic circuit

如图 2 所示,该电路能够保证工作电极 WE 和参比电极 RE 的相对电位与输入信号 V_{in} 相同。运放 A_1 的同相输入端接地,根据“虚地”的概念可知, A_2 的反相输入端电位为 0,根据“虚断”的概念可知,输入信号 V_{in} 加载在 R_1 的电压产生的电流信号全部流经 R_2 。如果 R_1 和 R_2 的阻值相等,则 R_2 的电压与 R_1 的电压大小相等、方向相反,即 $-V_{in}$ 。运放 A_2 是电压跟随器,输出电压和输入电压相同,参比电极上的电位与经 R_2 的电压相同,也即 $-V_{in}$ 。运放 A_3 的同相输入端接地,同理工作电极上的电位为 0,因此工作电极和参比电极上的相对电位为 V_{in} ,与输入信号相同。

自动调节电位必须向电位发生偏离的反方向进行,才能保持电位的恒定。当工作电极的电位因某种原因(如电极过程的变化)而降低时,相当于参比电极的电位升高,此电压反馈到 A_1 的反相输入端,与正相输入端产生偏差,差值经过运放 A_1 作用在辅助电极 CE,使流过工作电极的阴极极化电流减小,从而使该电极上的电位调整到原来恒定的数值,实现自动调节功能,反之亦然。

2 新型恒电位电路设计

本文设计新型恒电位电路是基于图 2 传统恒电位电路的改进型电路,其结构如图 3 所示。

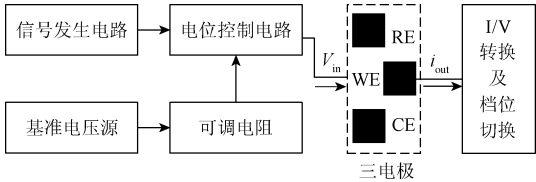


图 3 新型恒电位结构

Fig. 3 Block diagram of the novel potentiostatic circuit structure

如图 3 所示,信号发生器将外部激励信号输入电位控制电路作用在参比电极上,测量工作电极上电极反应产生的电流值,为了提高激励信号的准确度,本文采用基准电压源和可调电阻的设计对电位控制电路的输入进行补偿调节。

2.1 补偿式电位控制电路

在生物反应器检测系统中,检测过程中激励信号能否准确加载在参比电极上是整个恒电位电路设计的关键。本文设计的补偿式恒电位控制电路如图 4 所示,运放 A_1 的反相输入端接外部输入信号,其中 V_{in} 为外部 D/A 转换提供的激励信号, V_{ref} 为 $+5 \text{ V}$ 基准电压源,实现对激励信号 V_{in} 的补偿; V_{1-} 为运放 A_1 反相输入端电压, V_{o2} 为电压跟随器 A_2 的输出电压。

运算放大器工作在线性区时,运放 A_4 作为电压跟随器,同相输入端 V_{4+} 的电压由基准电压源 V_{ref} 分压所得:

$$\frac{V_{\text{ref}} - V_{4+}}{R_5} = \frac{V_{4+}}{R_6} \quad (1)$$

V_{4+} 为运放 A_1 提供偏置电压,目的是为了改变运放 A_1 的静态工作点,避免信号失真。令 $R_5 = R_6$,则:

$$V_{4+} = \frac{V_{\text{ref}}}{2} \quad (2)$$

根据电压跟随和运放的“虚短”可知, $V_{1-} = V_{o4} = V_{4+}$, $V_{o2} = V_{2-} = V_{2+}$,三电极式传感器工作电极电位用 V_{WE} 表示,工作电极与参比电极的相对电位用 V_{W-R} 表示,则

$$V_{W-R} = V_{WE} - V_{2+} \quad (3)$$

在检测生物反应器内容氧量的过程中,外部激励信号在 $0.5 \sim 0.7 \text{ V}$ 是保证培养液中极化反应过程稳定的条件,本文研究将工作电极和参比电极的相对电位 V_{W-R} 设置为 0.65 V 。在生物反应器智能化监测系统实际检测过程中,由于环境的变化或电极噪声的干扰均会对工作电极与参比电极的相对电位 V_{W-R} 造成影响,使 V_{W-R} 的真实值和激励信号 V_{in} 不相等,从而产生测量误差^[10]。

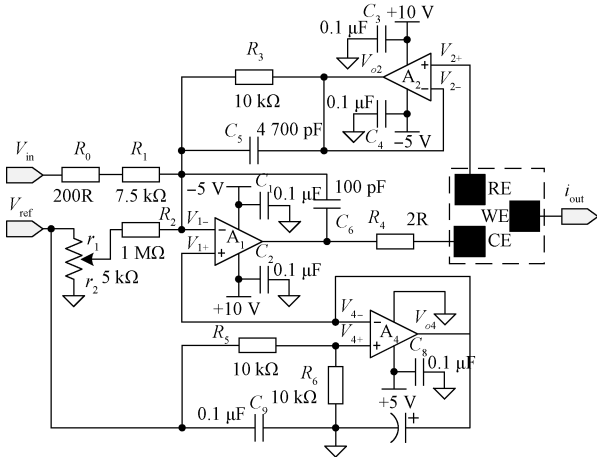


图4 补偿式电位控制电路原理

Fig. 4 Schematic diagram of the compensation potential control circuit

由图4可知,电路的输入信号 V_{in} 和作用在参比电极上的电位 V_{o2} 之间的关系可表示如下:

1) 无补偿信号 V_{ref} 输入时:

$$\frac{V_{\text{in}} - V_{1-}}{R_1 + R_0} = \frac{V_{1-} - V_{o2}}{R_3} \quad (4)$$

由式(2)~(4)可得:

$$V_{\text{in}} = \left(1 + \frac{R_0 + R_1}{R_3}\right) \times V_{1-} - \frac{(R_0 + R_1)}{R_3} \times V_{o2} \quad (5)$$

式中:令 $R_0 = 200 \Omega$, $R_1 = 7.5 \text{ k}\Omega$, $R_3 = 10 \text{ k}\Omega$, 可得 $V_{\text{in}} = 2.0 \text{ V}$, 由于 V_{in} 为外部 D/A 转换后输入的信号,易受到干扰出现偏差,导致 V_{W-R} 发生变化,因此可在输入端引入补偿信号 V_{ref} 。

2) 有补偿信号 V_{ref} 输入时:

$$\frac{V_{\text{ref}} - V_{r2}}{r_2} = \frac{V_{\text{ref}}}{r} \quad (6)$$

$$\frac{V_{\text{in}} - V_{1-}}{R_1 + R_0} + \frac{V_{r2} - V_{1-}}{R_2} = \frac{V_{1-} - V_{o2}}{R_3} \quad (7)$$

由式(6)、(7)可得:

$$V_{\text{in}} = \left(1 + \frac{(R_0 + R_1) \times (R_2 + R_3)}{R_2 \times R_3}\right) \times V_{1-} - \frac{(R_0 + R_1)}{R_3} \times V_{o2} - \frac{(R_0 + R_1) \times r_2}{R_2 \times r} \times V_{\text{ref}} \quad (8)$$

式中: $r = r_1 + r_2$, V_{r2} 为 $+5 \text{ V}$ 基准电压源 V_{ref} 经过可调电阻后的电压,该电压随着可调电阻 r 发生变化,变化范围为 $0 \sim 5 \text{ V}$ 。

对比式(5)和(8)可知,后者多出一项与 V_{ref} 相关的补偿项,对未进行该补偿信号输入电路,检测工作电极相对于参比电极的电位 V_{W-R} ,测量结果显示与设定值之间有不定向的偏差出现;引入该补偿信号输入,令 $R_2 = 1 \text{ M}\Omega$, $r = 5 \text{ k}\Omega$,则可调电阻可以对输入信号 V_{in} 进行调零,提高工作电极与参比电极相对电位 V_{W-R} 的准确度。

2.2 宽量程电流检测电路

电流检测电路处理的信号为微弱的电流信号,极易受到外界干扰的影响^[11],因此,该电路的设计是整个微电流测量的另一个关键。本文检测的信号为变化缓慢的直流信号,该信号的量程范围很大,由此本文采用对待检测的电流信号分档增益转换的电路设计,根据实际情况选择检测电流灵敏度,保证检测电流的准确性。

目前用来实现增益调节的方法有比例阻抗法和积分放大法,比例阻抗法在对 nA 级以下微电流测量时,因其需要大于 $10^9 \Omega$ 的高值反馈元件,高阻值的反馈电阻热噪声严重,且容易受到环境条件影响,导致放大器产生自激振荡,测量结果稳定性易受影响^[12-13];积分放大法采用高性能标准电容取代高值反馈电阻,能够提高系统的测量上限与稳定性,但其缺点是很难精确地控制积分时间^[14-15]。

针对上述问题,本文对比例阻抗法做了改进设计,采用高输入阻抗运放对微电流信号进行两级放大。前级采用多路复用器和高精度反馈电阻网络实现电流电压转换,由于待测电流信号范围为 $\text{pA} \sim \text{mA}$,量级跨度大,因此反馈电阻不宜过大。为了使电路输出信号能够满足微控制器的 A/D 采集范围要求,需要通过后级放大电路对前级放大得到的信号进行二次放大,同时为抑制电路系统中的高频噪声,在反馈电阻上并联反馈电容。两级电阻反馈放大电路如图5所示。

如图5所示,前级运放为电流电压转换的多档位电阻反馈放大器, R_i 根据微电流的范围分为8个档位,阻值从 $10 \Omega \sim 100 \text{ M}\Omega$;后级运放为二级电阻反馈放大器,对

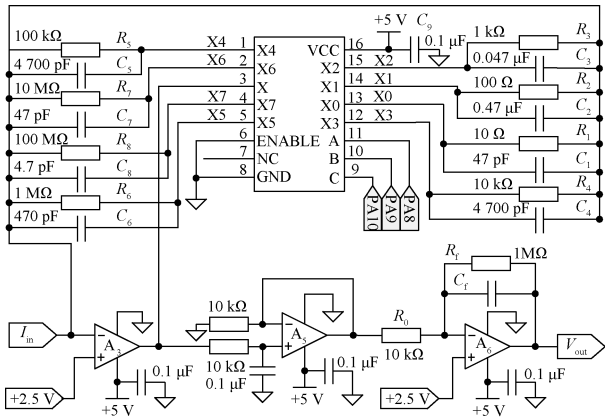


图 5 两级电阻反馈放大电路

Fig. 5 Dual-level feedback resistance amplifier circuit

前级放大的信号进行第 2 次放大,该级放大倍数 R_f/R_0 为固定倍数 100 倍,以达到 A/D 转换的要求;为了抑制微弱信号进行两级运放中的高频噪声,在前后级放大电路之间加入一阶有源低通滤波器。该电路的输入 I_{in} 和输出 V_{out} 关系为:

$$V_{out} = I_{in} \times R_i \times \frac{R_f}{R_0} \tag{9}$$

档位增益 G_R 为:

$$G_R = \frac{V_{out}}{I_{in}} = R_i \times \frac{R_f}{R_0} \tag{10}$$

由式(10)可知,电流电压转换电路的互阻增益 G_R 随着反馈电阻 R_i 的变化而变化,因此只要保证反馈电阻 R_i 的阻值足够大,则该反馈放大器的互阻增益即可达到本文的设计要求。

为了有效地提高电流的检测分辨力,将前级运放的反馈电阻分为 8 个档位量程,根据检测需求对不同量级内的电流信号进行选档转换,每个档位转换后的电压上下限为档位切换电压,并将该范围设置为嵌入式程序自动切换标志。反馈电阻档位与待测电流范围对应设置如表 1 所示。

表 1 反馈电阻档位与待测电流范围的对应关系

Table 1 The correspondence between the feedback resistance and the current range to be measured

前级反馈电阻 档位/ Ω	后级反馈 电阻/ Ω	待测电流 范围	转换后 电压/V
10	10^2	0.25 ~ 1 mA	0.25 ~ 1
10^2	10^2	25 μ A ~ 0.25 mA	0.25 ~ 2.5
10^3	10^2	2.5 μ A ~ 25 μ A	0.25 ~ 2.5
10^4	10^2	0.25 μ A ~ 2.5 μ A	0.25 ~ 2.5
10^5	10^2	25 nA ~ 0.25 μ A	0.25 ~ 2.5
10^6	10^2	2.5 nA ~ 25 nA	0.25 ~ 2.5
10^7	10^2	0.25 nA ~ 2.5 nA	0.25 ~ 2.5
10^8	10^2	100 pA ~ 0.25 nA	1 ~ 2.5

系统开始检测时,程序初始化选择档位为最低档,将选档放大后的信号与程序设置的转换后电压范围上下限进行比较。如果在该范围内,则继续采集;如果不在该范围内,则主控制器通过对多路复用器对应引脚的电平控制对档位进行切换,直到选档放大后的信号在程序设置的档位范围内。

3 新型恒电位电路测试结果与应用

3.1 电路输出仿真测试结果

为了检验本文构建的新型恒电位电路设计,利用 Multisim 电路仿真软件对进行补偿前后的恒电位电路进行仿真测试的电路如图 6 所示。设置固定的电压值作为外部激励信号,检测工参电极相对电位 V_{w-R} 。测试过程中以不同阻值的电阻模拟溶液阻抗的变化,以此来检测工参电极相对电位的变化情况,本设计采用外部激励信号 650 mV,溶液阻抗的范围在 1 k Ω ~ 10 G Ω 之间变化,检测结果表明溶液阻抗发生变化对工参电极相对电位没有影响,工参电极相对电位维持在 650 mV,达到了恒定电位的效果。

当激励信号作用在参比电极上时,由于外界噪声干扰导致 V_{w-R} 与激励型号设定值 650 mV 之间出现偏差,通过调节 r_2 改变 V_{ref} 的值对输入信号进行补偿,检测结果如表 2 所示,表中, V_{w-R} 和 V_{w-R}' 分别为补偿前和补偿后的恒电位电路输出信号。由表 2 中的测试结果可知,补偿后的 V_{w-R}' 与激励型号设定值 650 mV 之间的误差明显减小。

3.2 实际电路检测结果

在实际电路设计中,考虑到运算放大器的输出误差受失调电压、偏置电流的影响,本文选取偏置电流远小于被测电流、输入阻抗远大于反馈电阻的运算放大器,设计采用 ADI 公司的精密运算放大器, A_1 选用微功率、单电源、低失调电压(100 μ V)、低偏置电流(10 nA)、运算放大器 OP777, A_2 选用低功耗、单电源、低失调电压(500 μ V)、低偏置电流(1 pA)、JFET 运算放大器 AD8627, A_3 和 A_4 选用低噪声、低失调电压(65 μ V)、低偏置电流(1 pA)、CMOS 运算放大器 AD8608。

本文采用自制的三电极式针状传感器检测溶液中葡萄糖在极化反应中产生的微电流信号,通过测得微电流变化即可间接获得培养液中葡萄糖浓度的变化。实际电路中设置激励信号 V_m 为 650 mV,并利用高精度电阻模拟溶液等效阻抗 Z 的变化进行电路测试,当葡萄糖浓度变化产生的微电流信号变化从 10^{-10} ~ 10^{-3} A,档位增益 G_R 应设置为 10^3 ~ 10^{10} Ω ,等效阻抗 Z 范围为 1 k Ω ~ 10 G Ω ,基于本文设计的恒电位电路的电压实际输出测

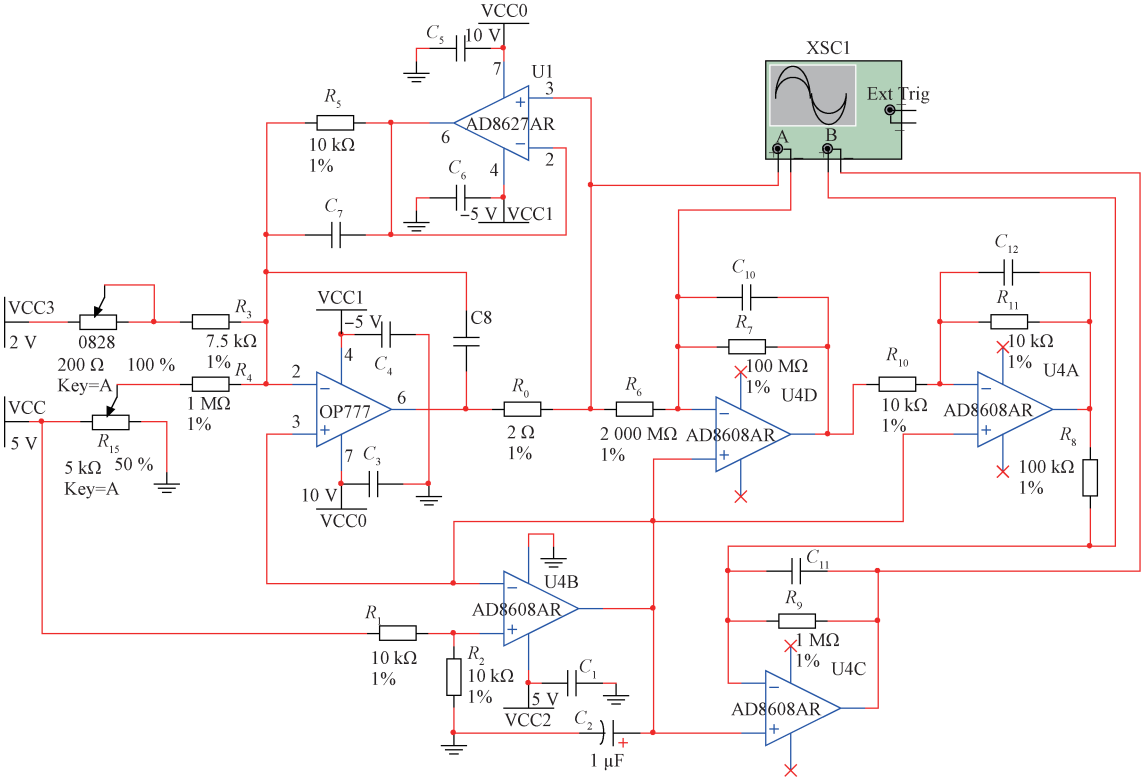


图6 恒电位电路仿真测试电路

Fig.6 Simulation test circuit of the potentiostatic circuit

表2 恒电位电路仿真测试结果

Table 2 Simulation test results of the potentiostatic circuit

检测电阻	1 kΩ	5 kΩ	10 kΩ	20 kΩ	100 kΩ	200 kΩ	1 MΩ	10 MΩ	100 MΩ	1 GΩ	10 GΩ
档位增益/Ω	10 ³	10 ⁴	10 ⁴	10 ⁵	10 ⁵	10 ⁶	10 ⁶	10 ⁷	10 ⁸	10 ⁹	10 ¹⁰
灵敏度	10 ⁻³	10 ⁻⁴	10 ⁻⁴	10 ⁻⁵	10 ⁻⁵	10 ⁻⁶	10 ⁻⁶	10 ⁻⁷	10 ⁻⁸	10 ⁻⁹	10 ⁻¹⁰
	6.499 1 × 10 ⁻⁴	1.300 1 × 10 ⁻⁴	6.505 9 × 10 ⁻⁵	3.254 9 × 10 ⁻⁵	6.505 7 × 10 ⁻⁶	3.255 2 × 10 ⁻⁶	6.506 4 × 10 ⁻⁷	6.504 9 × 10 ⁻⁸	6.504 0 × 10 ⁻⁹	6.505 7 × 10 ⁻¹⁰	6.508 8 × 10 ⁻¹¹
检测电流/A											
V_{W-R}/mV	649.914	650.052	650.596	649.474	650.579	649.561	650.645	650.496	650.397	650.573	650.796
V_{W-R}'/mV	650.002	650.005	650.012	650.008	650.020	650.010	650.018	650.014	650.021	650.024	650.036

量结果如表3所示, V_i 和 V_i' 分别为恒电位电路进行补偿前后的输出测量值。

由表3可知,当微电流信号在 $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A 量程范围变化,即等效阻抗 Z 在 $1\text{ k}\Omega \sim 10\text{ G}\Omega$ 变化时,由表3检测结果可得电路补偿前后的输出平均值 $\bar{V}$ 和 $\bar{V}'$ 分别为:

$$\bar{V} = \sum_{i=0}^{13} V_i = 667.326\text{ mV} \quad (11)$$

$$\bar{V}' = \sum_{i=0}^{13} V'_i = 653.487\text{ mV} \quad (12)$$

由式(11)、(12)可得恒电位电路进行补偿前后的标准差 σ 和 σ' 分别为:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^N (V_i - \bar{V})^2}{N}} = 6.95\text{ mV} \quad (13)$$

表3 恒电位电路实际输出检测结果

Table 3 Actual output test results of the potentiostatic circuit

Z	G_R/Ω	V_i/mV	V_i'/mV
1 kΩ	10 ³	661.53	651.23
5 kΩ	10 ⁴	661.80	652.90
10 kΩ	10 ⁴	661.40	648.70
20 kΩ	10 ⁵	662.59	649.00
100 kΩ	10 ⁵	661.53	649.44
200 kΩ	10 ⁶	663.01	652.51
1 MΩ	10 ⁶	663.90	656.01
10 MΩ	10 ⁷	664.72	656.90
20 MΩ	10 ⁸	678.44	657.72
100 MΩ	10 ⁸	678.40	655.40
200 MΩ	10 ⁸	678.00	658.59
1 GΩ	10 ⁹	672.51	658.53
10 GΩ	10 ¹⁰	679.26	657.64

$$\sigma' = \sqrt{\frac{\sum_{i=0}^N (V_i - \overline{V'})^2}{N}} = 3.71 \text{ mV}$$

(14)

由式(13)、(14)可知,当微电流信号在 $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A 量程范围变化,即等效阻抗 Z 在 $1 \text{ k}\Omega \sim 10 \text{ G}\Omega$ 变化时,电路补偿后的恒电位电路输出电压标准差 σ' 比补偿前的明显减小,因此具有更高的稳定性。

采用本文提出的电阻分档增益的方法对待测的电流信号进行比例放大,根据等效阻抗 Z 的大小选择合适的档位增益测量微电流,由电流电压转换电路将电流转换成电压,再经信号调理后送入微处理器进行 A/D 转换,转换后数据经串口传输至 PC 端 LabVIEW 监测平台进行后续处理,实现电压信号与葡萄糖浓度变化对应的电流信号转换,由此获得的恒电位电路补偿前后微电流的实际检测结果如图 7 和 8 所示。

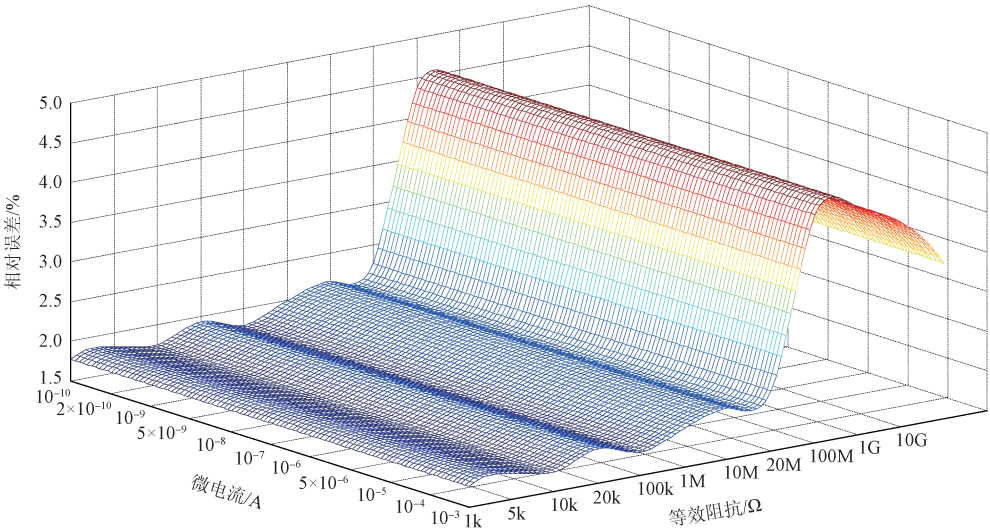


图 7 恒电位电路补偿前的微电流检测结果

Fig. 7 Micro-current detection results before compensation of potentiostatic circuit

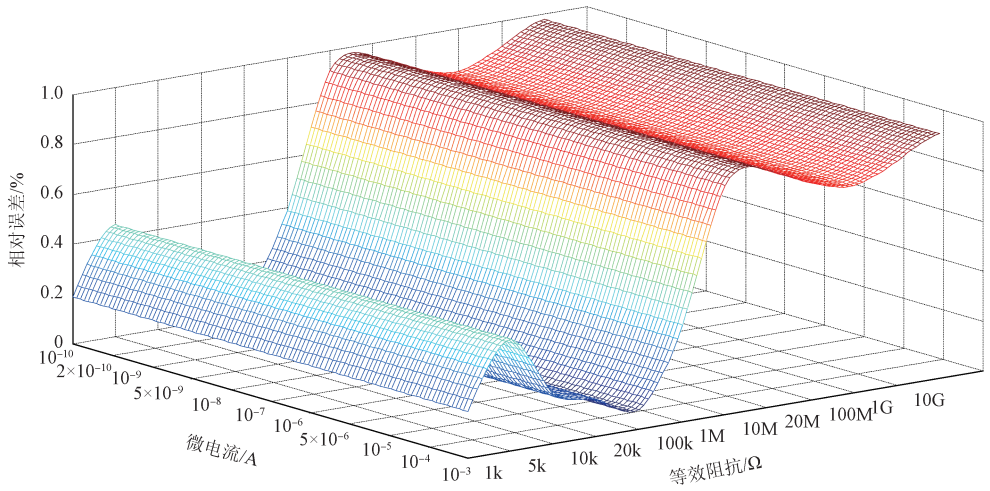


图 8 恒电位电路补偿后的微电流检测结果

Fig. 8 Micro-current detection results after compensation of potentiostatic circuit

由图 7 和 8 可知,当微电流信号在 $10^{-10} \sim 10^{-3}$ A 变化,即等效阻抗 Z 在 $1 \text{ k}\Omega \sim 10 \text{ G}\Omega$ 变化时,恒电位电路补偿后微电流测量值测量准确度明显提高,在整个测量范围内相对误差小于 1%,满足系统设计要求。

3.3 新型恒电位电路实际应用

基于本文提出的新型恒电位电路,设计实现的组织工程生物反应器智能化监测系统原理如图 9 所示。系统由检测对象—生物反应器、自制三电极传感器、信号调理

模块、微处理器单元、恒电位控制、数据通信和PC 监测平台构成。

如图9 所示,PC 上位机 LabVIEW 控制微处理器输出激励信号,经恒电位电路作用在电极传感器上,并从工作电极获取微弱电流信号;经过信号调理模块进行 I/V 转换、选档放大及滤波;再经微处理器内部 ADC 进行采样,然后基于多参数融合算法进行数据处理;PC 监测平台显示各参数值的检测结果及统计分析图。上下位机通过 NI WSN 无线传输模块或者异步串行总线 USART 接口进行数据传输。该生物反应器智能化监测系统实物如图 10 所示。

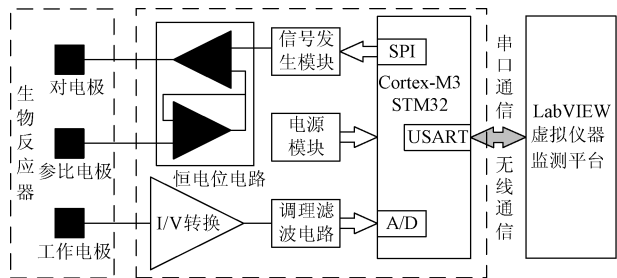


图9 生物反应器智能化监测系统原理

Fig.9 Block diagram of the bioreactor intelligent monitoring system principle



图10 生物反应器智能化监测系统实物

Fig.10 Actual detection diagram of the bioreactor intelligent monitoring system

在组织工程培养液实际检测中,葡萄糖浓度 X 与微电流 Y 的线性关系为 $Y=1.11X+2.13$,其中葡萄糖浓度 X 为 $1\,000\text{ mg}\cdot\text{L}^{-1}$ ($5.56\text{ mmol}\cdot\text{L}^{-1}$),基于本文电路设计的生物反应器智能化监测系统对组织工程培养液中葡萄糖含量进行检测,得出葡萄糖浓度的实际检测结果如表4 所示。

由表4 可知,基于本文电路设计的生物反应器智能化监测系统对培养液进行多次测量,获得葡萄糖浓度检测误差小于1%,符合组织工程生物反应器系统检测的精度要求。

表4 葡萄糖浓度实际检测结果

Table 4 Actual detection results of glucose concentration

检测次数	$Y/\mu\text{A}$	$X/(\text{mg}\cdot\text{L}^{-1})$	误差 $e/\%$
1	8.299 1	1 000.4	0.04
2	8.307 7	1 001.8	0.18
3	8.287 4	998.5	0.15
4	8.276 9	996.8	0.32
5	8.354 6	1009.4	0.94
6	8.344 8	1007.8	0.78
7	8.269 5	995.6	0.44
8	8.347 8	1008.3	0.83

4 结 论

本文设计了基于补偿式恒电位电路与两级比例电阻放大电路相结合的检测电路,仿真和实测结果表明:设计的新型宽量程精密恒电位仪实现了电化学分析系统中 $10^{-10}\sim10^{-3}\text{ A}$ 范围内微电流的准确检测,检测误差小于1%,且微电流检测过程稳定,准确度高;该新型恒电位仪已在组织工程生物反应器智能化监测系统中得到实际应用,实现了生物反应器内组织细胞培养液的葡萄糖含量等参数的准确检测。

参考文献

[1] NAZARI M H, MAZHAB-JAFARI H, LENG L, et al. CMOS neurotransmitter microarray: 96-Channel integrated potentiostat with on-die microsensors [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2013, 7(3) : 338-348.

[2] ZUO L, ISLAM S K, MAHBUB I, et al. A low-power 1-V potentiostat for glucose sensors [J]. IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Express Briefs, 2015, 62(2) : 204-208.

[3] 张洪川, 滕召胜, 林海军, 等. 低功耗单电源压控精密恒流源设计[J]. 仪器仪表学报, 2008, 29(12) : 2678-2682.

ZHANG H CH, TENG ZH SH, LIN H J, et al. Design of precision voltage-controlled constant current source with low power dissipation single-supply[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2008, 29(12) : 2678-2682.

[4] 刘乃清, 张焱. 电阻误差测量电路设计分析[J]. 电子测量技术, 2015, 38(12) : 20-25.

LIU N Q, ZHANG Y. The design and analysis of resistance error measurement circuit [J]. Electronic Measurement Technology, 2015, 38(12) : 20-25.

[5] 郝丽俊, 单纯玉, 白宝丹. 基于方波恒流源细胞电阻测量系统的设计实现[J]. 国外电子测量技术, 2015,

- 34(3): 69-72.
- HAO L J, SHAN CH Y, BAI B D. Design and implementation of cell resistance measurement system based on square wave constant current source [J]. Foreign Electronic Measurement Technology, 2015, 34(3): 69-72.
- [6] 杨宇祥, 乔洋. 一种多频率同步信号激励电流源设计[J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(4): 908-913.
- YANG Y X, QIAO Y. Design of a multi-frequency synchronized signal excitation current source [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2013, 34(4): 908-913.
- [7] 邓翔宇. 修正非线性误差的宽量程多电桥电阻测量电路设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2016, 30(9): 1418-1424.
- DENG X Y. Design of multi-bridge resistance measurement circuit with wide-range based on non-linearity errors correction [J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2016, 30(9): 1418-1424.
- [8] ROKNSHARIFI M, ISLAM S K, ZHU K, et al. A low power, highly stabilized three electrode potentiostat for biomedical implantable systems[J]. Analog Integrated Circuits and Signal Processing, 2015, 83(2): 217-229.
- [9] MAMUN K A A, ISLAM S K, HENSLEY D K, et al. A glucose biosensor using CMOS potentiostat and vertically aligned carbon nanofibers [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2016, 10(4): 807-816.
- [10] 杨东东, 马红光, 徐东辉, 等. 模拟电路参数变化检测最优混沌激励设计[J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(4): 943-950.
- YANG D D, MA H G, XU D H, et al. Design of the optimal chaotic excitation for the parameter change detection of analog circuit [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(4): 943-950.
- [11] BOERO C, OLIVO J, CARRARA S, et al. A self-contained system with CNTs-based biosensors for cell culture monitoring[J]. IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits and Systems, 2012, 2(4): 658-671.
- [12] 蔡强, 何苗, 施汉昌, 等. 用于水质自动分析的化学生物传感器系统的研究与开发[J]. 仪器仪表学报, 2007, 28(12): 2158-2162.
- CAI Q, HE M, SHI H CH, et al. Research and development of electrochemical biosensor system for automatic waterborne pollutant analysis [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2007, 28(12): 2158-2162.
- [13] 王晓俊, 周杏鹏, 王毅, 等. 一种宽量程高精度绝缘电阻测量仪设计[J]. 电子测量与仪器学报, 2012, 26(2): 155-160.
- WANG X J, ZHOU X P, WANG Y, et al. Design of high precision IR meter with broad range[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrument, 2012, 26(2): 155-160.
- [14] KOUTILELLIS G D, ECONOMOU A, EFSTATHIOU C E. A potentiostat featuring an integrator transimpedance amplifier for the measurement of very low currents: Proof-of-principle application in microfluidic separations and voltammetry [J]. Review of Scientific Instruments, 2016, 87(3): 34101.
- [15] 李文强, 黄刚, 杨录. 大量程全自动阻抗测量仪研究[J]. 仪器仪表学报, 2014, 35(4): 859-865.
- LI W Q, HUANG G, YANG L. New study on wide-range and automatic impedance measuring instrument [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2014, 35(4): 859-865.

作者简介



柯盼盼, 2014 年于南昌大学获得学士学位, 现为湖南大学硕士研究生, 主要研究方向为智能仪器与信息处理。

E-mail: Sonmous_Ke@126.com

Ke Panpan received B. Sc. from Nanchang University in 2014. Now, he is a M. Sc. candidate in College of Electrical and Information Engineering, Hunan University. His main research interest includes intelligent instrument and information processing.



高云鹏(通讯作者), 分别在 2004 年和 2009 年于湖南大学获得硕士和博士学位, 现为湖南大学电气与信息工程学院副教授, 主要研究方向为智能检测与仪器。

E-mail: gfront@126.com

Gao Yunpeng (Corresponding author) received M. Sc. and Ph. D. both from Hunan University in 2004 and 2009, respectively. Now he is an associate professor in College of Electrical and Information Engineering, Hunan University. His research interests include intelligent control and instrument.