

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

A61M 5/14 (2006.01)

G06F 17/00 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200520095255.7

[45] 授权公告日 2006年4月5日

[11] 授权公告号 CN 2768663Y

[22] 申请日 2005.2.6

[21] 申请号 200520095255.7

[73] 专利权人 江西省人民医院

地址 330006 江西省南昌市爱国路152号

[72] 设计人 葛郁芝

[74] 专利代理机构 江西省专利事务所

代理人 张静

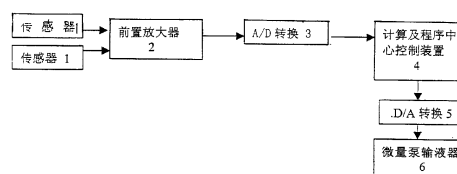
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

[54] 实用新型名称

心血管自动反馈控制给药治疗仪

[57] 摘要

本实用新型公开了心血管自动反馈控制给药治疗仪，它由两个压力传感器、前置放大器、A/D转换、计算及程序中心控制装置、D/A转换及微量泵输液器构成。本实用新型是直接快速、连续、高密度地通过压力传感器采集血压、心率等重要生理参数，经A/D转换器实时连续地输入计算机，设立用户界面窗口通过人机对话来由医生选择变换不同的药物，通过特定的数学模型及程序的运算，经D/A转换器输出指令以此来控制一个自动控制输液器来控制给药速度和剂量。它吸取了临床上已被证实的最好经验，可利用计算机取样及时，准确，计算快速，精确的特点，还可避免一些人为的误差以及取样间隔时间过长等不足，实用性强，科技含量高，可靠性、精确性大大高于传统方法。



1、一种心血管自动反馈控制给药治疗仪,其特征在于:由两个压力传感器(1)、前置放大器(2)、A/D转换(3)、计算及程序中心控制装置(4)、D/A转换(5)及微量泵输液器(6)构成;计算及程序中心控制装置(4)由具有RS232标准接口的(PC)机、单片机(IC1)构成,前置放大器(2)包括心电前置放大器及有创血压前置放大器;两个压力传感器(1)输出端分别接至前置放大器(2)的心电前置放大器及有创血压前置放大器输入端,将压力传感器(1)所测得信号送至前置放大器(2)进行放大,心电前置放大器及有创血压前置放大器输出端接至A/D转换(3)将其输出信号进行A/D转换,A/D转换3输出端接至计算及程序中心控制装置(4)中单片机(IC1),单片机(IC1)(P1)口接四总线三态输出缓冲器(IC2)输入端脚,单片机(IC1)的P_{1.0}-P_{1.3}接四总线三态输出缓冲器(IC2)的(1A₁₋₄),单片机(IC1)的(P_{1.4}-P_{1.7})接三态输出缓冲器(IC2)的(2A₁₋₄),四总线三态输出缓冲器(IC2)的(1Y₁₋₄)接微量泵输液器(6)中马达(M1)驱动电路的4个输入端,四总线三态输出缓冲器(IC2)的(2Y₁₋₄)接微量泵输液器(6)中马达(M2)驱动电路的4个输入端,四总线三态输出缓冲器(IC2)的(1G、2G)端直接接地。

2、根据权利要求1所述的心血管自动反馈控制给药治疗仪,其特征在于:心电前置放大器及有创血压前置放大器整体安装于一块印刷电路板上。

3、根据权利要求1或2所述的心血管自动反馈控制给药治疗仪,其特征在于:心电前置放大器由电阻(R1-R18)、集成放大器(A1-A3)、电容(C1-10)、稳压管(DW1-DW4)构成;心电导联信号跨接于电阻(R2、R3)一端,电阻(R2)的另一端接于放大器(A1)的反相输入端,电阻(R3)的另一端接于放大器(A1)的同相输入端,电容(C2)接于集成放大器(A1)的同相与反相输入端之间,电阻(R4)为集成放大器(A1)的增益调节电阻;集成放大器(A1)输出端串接电容(C4、C5)后接至集成放大器(A2)的同相输入端,电阻(R6)接于集成放大器(A2)的同相输入端与地之间;集成放大器(A2)的输出端接于(R8、R12、C7),电阻(R9)接于电阻(R8)与地之间,同时,电阻(R8)与电阻(R9)的联接点再接一电阻(R7),电阻(R7)的另一端接于集成放大器(A2)的反相输入端;电阻(R13)的一端与电阻(R12)的一端相联,另一端与集成放大器(A3)的同相输入端相接,电容(C9)的一端与电容(C7)的一端相联,另一端与集成放大器(A3)的同相输入端相接,集成放大器(A3)的输出端与电阻(R18)相连,通过电阻(R18)输出信号,同时集成放大器(A3)的输出端接串联分压电阻(R15、R16、R17)与地,电阻(R15)与电阻(R16)的联接点再与集成放大器(A3)的反相输入端相联,电阻(R16)与电阻(R17)的联接点再与电容(C8)和电阻(R14)相联,电容(C8)的另一端与电阻(R12、R13)的联接点相联,电阻(R14)的另一端与电容(C7、C9)的联接点相联;外接+12V直流电源通过电阻(R1)后与稳压管(DW1)、电

容(C1)相联,稳压管(DW1)、电容(C1)的另一端与地相联,外接+12V直流电源通过电阻(R10)后与稳压管(DW3)、电容(C6)相联,稳压管(DW3)、电容(C6)的另一端与地相联,外接直流电源通过电阻R5后与稳压管DW2、电容C3相联,输出-9V电源;稳压管(DW2)、电容(C3)的另一端与地相联,外接直流电源通过电阻(R11)后与稳压管(DW4)、电容(C10)相联,稳压管(DW4)、电容(C10)的另一端与地相联。

4、根据权利1或2所述的心血管自动反馈控制给药治疗仪,其特征在于:有创血压前置放大器由电阻(R21-R219)、集成放大器(A21-A232)、电容(C21-29)、稳压管(DW21-DW24)构成;心电导联信号跨接于电阻(R22、R23)一端,电阻R22的另一端接于放大器A21的反相输入端,电阻R23的另一端接于集成放大器(A21)的同相输入端,电容(C22)接于集成放大器(A21)的同相与反相输入端之间,电阻(R24)为(A21)为增益调节电阻,集成放大器(A21)输出的信号串接(R26)后接至集成放大器(A22)的同相输入端,电阻(R27)、电容(C24)接于集成放大器(A22)的同相输入端与地之间,集成放大器(A22)的输出端接于电阻(R29、R213)及电容(C26),电阻(R210)接于电阻(R29)与地之间,同时,电阻(R29)与(R210)的联接点再接一电阻(R28),电阻(R28)的另一端接于集成放大器(A22)的反相输入端;电阻(R214)的一端与电阻(R213)的另一端相联,另一端与集成放大器(A23)的同相输入端相接;电容(C27)的一端与电容(C26)的另一端相联,另一端与集成放大器(A23)的同相输入端相接,集成放大器(A23)的输出端通过(R219)输出信号,同时集成放大器(A23)的输出端接串联分压电阻(R216、R217、R218)与地,电阻(R216)与电阻(R217)的联接点再与集成放大器(A23)的反相输入端相联,电阻(R217)与电阻(R218)的联接点再与电容(C28)和电阻(R215)相联,电容(C28)的另一端与电阻(R213、R214)的联接点相联,电阻(R215)的另一端与电容(C26、C27)的联接点相联,外接直流电源通过电阻(R21)后与稳压管(DW21)、电容(C21)相联;稳压管(DW21)、电容(C21)的另一端与地相联,外接直流电源通过电阻(R211)后与稳压管(DW213)、电容(C25)相联,稳压管(DW23)、电容(C25)的另一端与地相联,外接直流电源通过电阻(R25)后与稳压管(DW22)、电容(C23)相联,稳压管(DW22)、电容(C23)的另一端与地相联,外接直流电源通过电阻(R212)后与稳压管(DW24)、电容(C29)相联,稳压管(DW24)、电容(C29)的另一端与地相联。

5、根据权利1或2所述的心血管自动反馈控制给药治疗仪,其特征在于:设置有发光二极管(LED1、LED2)及电阻(R31、R32),发光二极管LED1的负极接单片机(IC1)的脚17,正极联电阻(R31),电阻(R31)的另一端联微量泵线的+5V输出线,发光二极管LED2的负极接单片机(IC1)的脚16,正极联电阻(R2),电阻(R2)的另一端联原微量泵线路板的+5V输出线。

心血管自动反馈控制给药治疗仪

技术领域

本仪器涉及临床医学、生物医学工程、计算机、及电子机械工程等综合学科，尤其涉及一种高科技心血管自动反馈控制给药治疗仪。

仪器背景

人体心血管系统的活动与调节是一个复杂的正负反馈动态自动平衡调节系统。当机体在病理状态下，尤其是严重的病态失衡（如急性大面积心肌梗塞，高血压危象休克等），此时机体已失去了自我反馈调节的能力。医院当前处理这一急症的传统方法是：医护人员反复不断地测量血压、心率等各生命参数，以此为不断调整用药的种类及剂量。任何治疗、处理上的延误，不准确均会危及患者生命，影响机体重建自我平衡反馈系统。而传统治疗方法则受医护人员的经验，临床测量的频率，准确性以及及时精确调节用药的剂量，速度等影响差异。致使目前临床抢救此类病人的成功率极低。

国内外医疗仪器的发展正朝着自动化、智能化、模块化和系列化方向发展，但现在主要集中于诊断方面直接用于治疗的不多，尤其是自动化、智能化的治疗仪器极少。

发明内容

本心血管自动反馈控制给药治疗仪目的在于：通过信号自动接收、分析处理以及监控、报警、故障自诊断、智能化运行等在线闭环自动检测反馈控制治疗等特点，提供心血管自动反馈控制给药治疗仪，使之部分代替传统临床治疗措施。

本实用新型由两个压力传感器、前置放大器、A/D转换、计算及程序中心控制装置、D/A转换及微量泵输液器构成。前置放大器包括心电图前置放大器及有创血压前置放大器。计算及程序中心控制装置由具有RS232标准接口的PC机、单片机构成，前置放大器包括心电图前置放大器及有创血压前置放大器。

本实用新型所述的心电图前置放大器及有创血压前置放大器均由若干电阻、三个集成放大器、若干电容及若干稳压管构成。

本实用新型是综合临床上的丰富成功经验，结合实验中的模型为数据汇编成程序，充分运用计算机的优势，直接快速、连续、高密度地通过压力传感器采集血压、心率等重要生理参数，经A/D转换器实时连续地输入计算机，设立用户界面窗口通过人机对话来由医生选择变换不同的药物，通过特定的数学模型及程序的运算，经D/A转换器输出指令以此来控制一个自动控制输液器来控制给药速度和剂量。而药物在机体的反应又及时、迅速地通过检测系统连续地反馈回计算机，后者则不断更新计算结果，以此来不断地调节药物的种类及给药的速率及剂量。这一仪器即吸取了临床上已被证实的最好经验，同时又可以

利用计算机取样及时,准确,计算快速,精确的特点,此外还可以避免一些人为的误差,以及取样间隔时间过长等不足。因此这一仪器的实用性强,科技含量高,用它来抢救危重病人,可靠性、精确性大大高于传统方法,其反应速度之快又是人力所不能及的。

附图说明

图 1 为本实用新型原理框图;

图 2 本实用新型有创血压前置放大器电路图;

图 3 为实用新型心电前置放大器电路图;

图 4 为本实用新型计算及程序中心控制装置及微量泵输液器构成原理图。

具体实施方式

以下结合附图对本实用新型进行详细说明。

本实用新型由两个压力传感器 1、前置放大器 2、A/D 转换 3、计算及程序中心控制装置 4、D/A 转换 5 及微量泵输液器 6 构成。前置放大器 2 包括心电前置放大器及有创血压前置放大器。

心电前置放大器由电阻 R1-18、集成放大器 A1-A3、电容 C1-10、稳压管 DW1-DW4 构成。心电导联信号跨接于电阻 R2、R3 一端,心电导联信号接于电阻 R2、R3, R2 的另一端接于放大器 A1 的反相输入端,电阻 R3 的另一端接于放大器 A1 的同相输入端“+”,电容 C2 接于集成放大器 A1 的同相与反相输入端之间。电阻 R4 为集成放大器 A1 的增益调节电阻。集成放大器 A1 输出端串接电容 C4、C5 后接至集成放大器 A2 的同相输入端“+”,电阻 R6 接于集成放大器 A2 的同相输入端与地之间。集成放大器 A2 的输出端接于 R8、R12、C7。R9 接于 R8 与地之间,同时, R8 与 R9 的联接点再接一电阻 R7,电阻 R7 的另一端接于集成放大器 A2 的反相输入端。电阻 R13 的一端与电阻 R12 的一端相联,另一端与集成放大器 A3 的同相输入端相接。电容 C9 的一端与电容 C7 的一端相联,另一端与集成放大器 A3 的同相输入端相接。集成放大器 A3 的输出端与电阻 R18 相连,通过电阻 R18 输出信号。同时集成放大器 A3 的输出端接串联分压电阻 R15、R16、R17 与地。电阻 R15 与 R16 的联接点再与集成放大器 A3 的反相输入端相联。电阻 R16 与 R17 的联接点再与电容 C8 和电阻 R14 相联,电容 C8 的另一端与电阻 R12、R13 的联接点相联,电阻 R14 的另一端与电容 C7、C9 的联接点相联。

外接 +12V 直流电源通过电阻 R1 后与稳压管 DW1、电容 C1 相联,输出 +9V 电源。稳压管 DW1、电容 C1 的另一端与地相联。外接 +12V 直流电源通过电阻 R10 后与稳压管 DW3、电容 C6 相联,输出 +6V 电源。稳压管 DW3、电容 C6 的另一端与地相联。外接 -12V 直流电源通过电阻 R5 后与稳压管 DW2、电容 C3 相联,输出 -9V 电源。稳压管 DW2、电容 C3 的另一端与地相联。外接 -12V 直流电源通过电阻 R11 后与稳压管 DW4、电容 C10 相联,输出 -6V 电源。稳压管 DW4、电容 C10 的另一端与地相联。

有创血压前置放大器由电阻 R21-R219、集成放大器 A21-A23、电容 C21-29、稳压管 DW21-DW24 构成。心电导联信号跨接于电阻 R22、R23 一端,电阻 R22 的

另一端接于放大器 A21 的反相输入端, 电阻 R23 的另一端接于集成放大器 A21 的同相输入端, 电容 C22 接于 A21 的同相与反相输入端之间。电阻 R24 为 A21 为增益调节电阻。集成放大器 A21 输出的信号串接 R26 后接至集成放大器 A22 的同相输入端, 电阻 R27、C24 接于 A22 的同相输入端与地之间。集成放大器 A22 的输出端接于电阻 R29、R213、及电容 C26。电阻 R210 接于电阻 R29 与地之间, 同时, 电阻 R29 与 R210 的联接点再接一电阻 R28, R28 的另一端接于集成放大器 A22 的反相输入端。电阻 R214 的一端与电阻 R213 的另一端相联, 另一端与集成放大器 A23 的同相输入端相接。电容 C27 的一端与电容 C26 的另一端相联, 另一端与集成放大器 A23 的同相输入端相接。集成放大器 A23 的输出端通过 R219 输出信号。同时集成放大器 A23 的输出端接串联分压电阻 R216、R217、R218 与地。电阻 R216 与电阻 R217 的联接点再与集成放大器 A23 的反相输入端相联。电阻 R217 与 R218 的联接点再与电容 C28 和电阻 R215 相联, 电容 C28 的另一端与电阻 R213、R214 的联接点相联, 电阻 R215 的另一端与电容 C26、C27 的联接点相联。

外接 +12V 直流电源通过电阻 R21 后与稳压管 DW21、电容 C21 相联, 输出 +9V 电源。稳压管 DW21、电容 C21 的另一端与地相联。外接 +12V 直流电源通过电阻 R211 后与稳压管 DW213、电容 C25 相联, 输出 +6V 电源。稳压管 DW23、电容 C25 的另一端与地相联。外接 -12V 直流电源通过电阻 R25 后与稳压管 DW22、电容 C23 相联, 输出 -9V 电源。稳压管 DW22、电容 C23 的另一端与地相联。外接 -12V 直流电源通过电阻 R212 后与稳压管 DW24、C29 相联, 输出 -6V 电源, 稳压管 DW24、电容 C29 的另一端与地相联。

计算及程序中心控制装置 4 由具有 RS232 标准接口的 PC 机、单片机 IC₁、发光二极管 LED1、LED2 及电阻 R31、R32, 构成, P1 口接四总线三态输出缓冲器 IC₂ (74LS244) 输入端脚: 单片机 IC₁ 的 P_{1.0}-P_{1.3} 接四总线三态输出缓冲器 IC₂ 的 1A₁₋₄, IC₁ 的 P_{1.4}-P_{1.7} 接 IC₂ 的 2A₁₋₄, 四总线三态输出缓冲器 IC₂ 的 1Y₁₋₄ 接马达 1 驱动电路的 4 个输入端, 四总线三态输出缓冲器 IC₂ 的 2Y₁₋₄ 接马达 2 驱动电路的 4 个输入端, 四总线三态输出缓冲器 IC₂ 的 1G、2G 端直接接地。发光二极管 LED1 的负极接单片 IC₁ 的脚 17, 正极联电阻 R31, 电阻 R31 的另一端联微量泵线路板的 +5V 输出线, 发光二极管 LED2 的负极接单片 IC₁ 的脚 16, 正极联电阻 R2, 电阻 R2 的另一端联微量泵线路板的 +5V 输出线。

本实用新型的原理为: 通过压力传感器采集动脉血压、肺动脉契压、心率等重要生理参数, 经 A/D 转换器实时连续地输入计算机, 设立用户界面窗口通过人机对话来由医生选择变换不同的药物, 通过特定的数学模型及程序的运算, 经 D/A 转换器输出指令以此来控制一个自动控制输液器来控制药量, 而药物在机体的反应及时、迅速地通过检测系统及时连续地反馈回计算机, 后者则不断更新计算结果, 以此通过控制微量泵而不断地调节药物的种类及给药的速率及剂量。

微量泵输液器静脉给药控制泵工作原理为:

- 1、通讯方式采用 RS232 标准接口，PC 机通过 RS232 接口发送指令至单片机 (89C51)，单片机根据不同的指令完成相应的操作。如控制马达 1 或马达 2 的启动（开始输液）或停止（停止输液），将微量泵的当前状态（如注射器类型、压力是否报警、输液是否结束等）发回至 PC 机等。
- 2、单片机的 P1 口通过 74LS244 后，控制马达驱动电路，进而控制步进马达的工作。
- 3、注射器类型、压力是否报警、输液是否结束等检测电路将检测信号直接送至单片机，单片机再通过 RS232 接口发送至 PC 机。
- 4、指示灯用于指示工作状态，如指示灯闪烁表示相应马达处于转动（输液）状态。
- 5、电源电路用于提供整机工作所需的电源，后备电池当停电时维持供电。

本实用新型根据临床治疗原理，仪器采用压力传感器、前置放大器及模数转换系统接收病人肺动脉契压、动脉压和心电图，再经过中心程序的处理，输出控制信号控制步进仪及微量泵给药系统给药后病人的参数变化又反馈给传感器。如此反复，形成一个闭环自动检测反馈控制治疗系统。

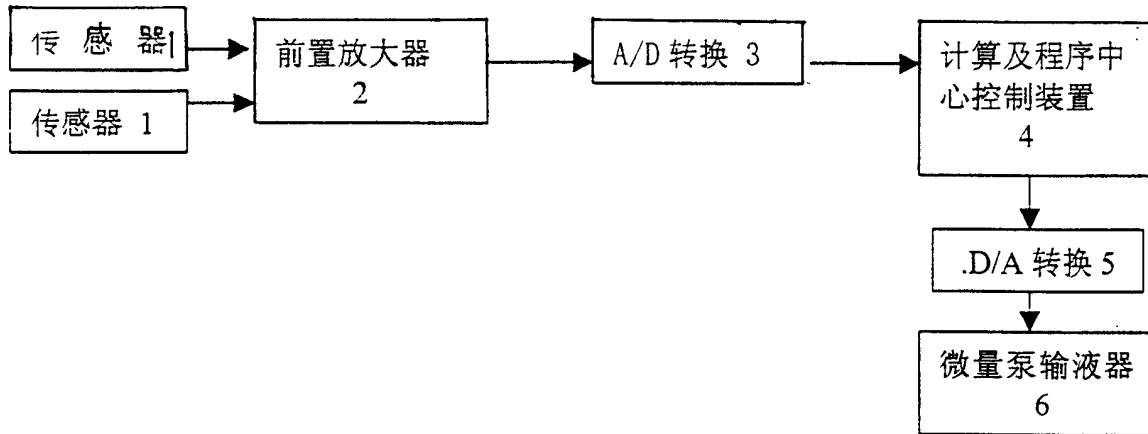


图 1

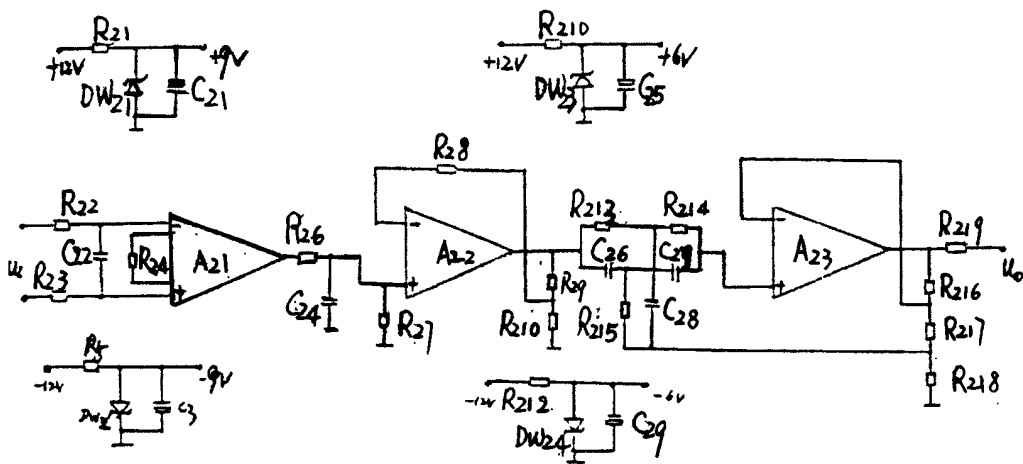


图 2

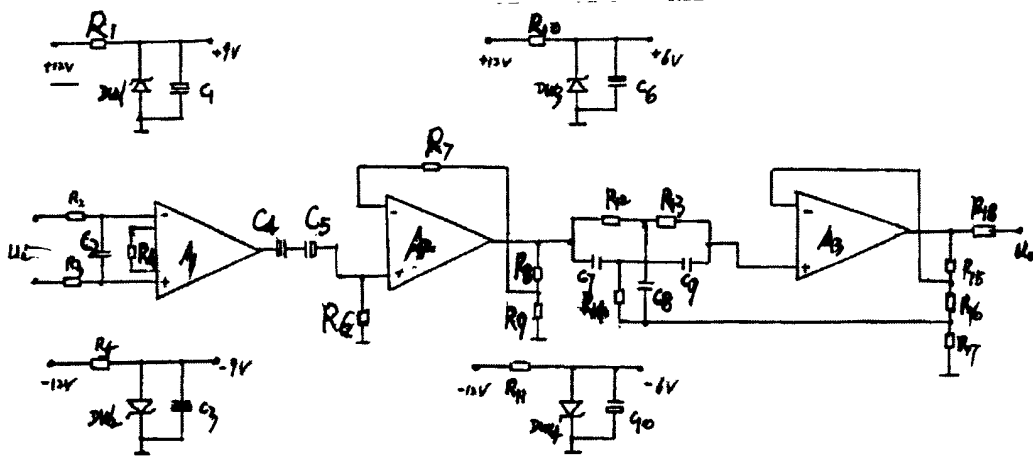


图 3

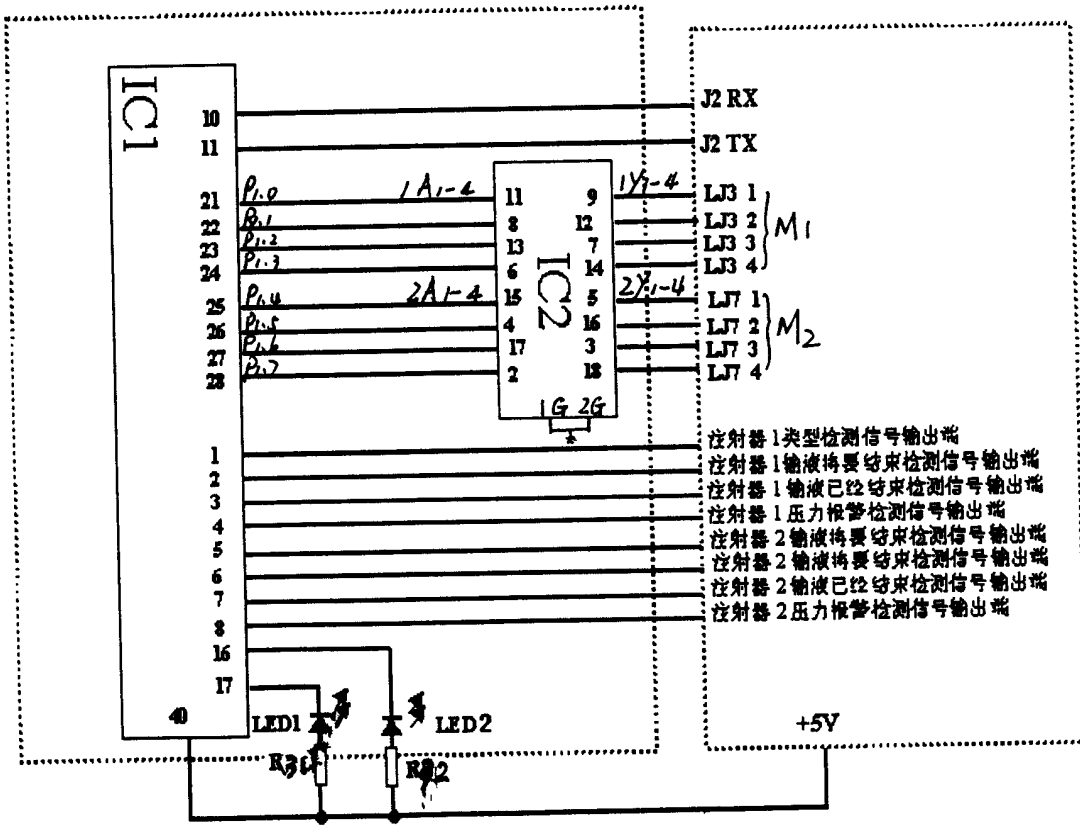


图 4