



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102974000 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 29

(21) 申请号 201210428356. 6

CN 202892549 U, 2013. 04. 24,

(22) 申请日 2012. 10. 31

CN 2714064 Y, 2005. 08. 03,

(73) 专利权人 江门市五邑中医院

审查员 孙玉晗

地址 529000 广东省江门市华园东路 30 号

(72) 发明人 李宇明 温明峰

(74) 专利代理机构 广州嘉权专利商标事务所有
限公司 44205

代理人 谭志强

(51) Int. Cl.

A61M 5/172(2006. 01)

G06F 19/00(2011. 01)

(56) 对比文件

CN 102641532 A, 2012. 08. 22,

CN 102641532 A, 2012. 08. 22,

CN 1966100 A, 2007. 05. 23,

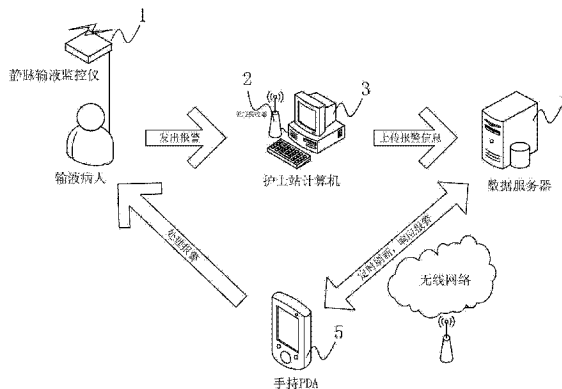
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

一种医院静脉输液监控仪及管理系统

(57) 摘要

本发明公开了一种医院静脉输液监控仪及管理系统,本系统由静脉输液监控仪、无线接收器、护士站计算机、数据服务器和手持PDA组成,本发明实现了静脉输液监控管理的轻型化、无线化、一体化和综合化,本发明能与医院现有信息实现兼容,当发生异常时能及时接收到报警信息并处理,能有效的减轻了医疗工作人员的工作强度,提高护理质量;更重要的是,其可实现对病人的状况和生理参数的全天候监护,一旦出现病情变化,可供医生作为应急处理和进行治疗的依据;同时还可作为临床医护人员的诊断治疗和研究提供病人疾病发展或愈合过程中有价值的附加信息,有利于医护人员更好的了解病情,做出科学准确的诊断和治疗。



1. 一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:包括液滴检测模块(11)、液面检测模块(12)、数据显示模块(13)、按键模块(14)、声光报警模块(15)、电源模块(16)和串行无线通讯模块(17)和单片机控制单元(18),所述液滴检测模块(11)、液面检测模块(12)、数据显示模块(13)、按键模块(14)、声光报警模块(15)、电源模块(16)和串行无线通讯模块(17)分别与单片机控制单元(18)连接,所述液滴检测模块(11)包括设置于输液装置茂菲氏管一侧的红外激光管(111)和设置于茂菲氏管另一侧与红外激光管(111)相对应的光敏三极管(112)和液滴检测电路,所述光敏三极管(112)通过液滴检测电路与单片机控制单元(18)连接,检测时,利用定时器定时 15ms,并通过内置计数器进行时间的中断计数,当检测到下降沿信号时,进行外部中断处理,若此时系统检测到相邻脉冲的时间间隔大于 $10 \times 15\text{ms}$ 时,将时间间隔值读出,再将定时器的定时初值进行初始化,并重新计数;另一方面,利用定时器进行 150ms 定时,当定时时间到达时系统检测到脉冲个数大于或等于 1,认为脉冲信号有效,输液滴数加 1。

2. 根据权利要求 1 所述的一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:所述液滴检测电路包括第一运算放大电路(113)和第一电压比较电路(114),所述光敏三极管(112)的输出端通过隔直电容(C1)连接至第一运算放大电路(113)的输入端,第一运算放大电路(113)的输出端通过第一电压比较电路(114)连接至单片机控制单元(18)的数据输入端。

3. 根据权利要求 1 所述的一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:所述液面检测模块(12)包括设置于茂菲氏管一侧的红外发光二极管(121)、设置于茂菲氏管另一侧与红外发光二极管(121)相对应的红外接收管(122)和液面检测电路,所述红外接收管(122)与液面检测电路连接,所述液面检测电路的输出端与单片机控制单元(18)的输入端连接。

4. 根据权利要求 1 所述的一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:所述按键模块(14)为矩阵式键盘。

5. 根据权利要求 1 所述的一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:串行无线通讯模块(17)采用 STR-30 无线模块。

6. 根据权利要求 1 所述的一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:所述声光报警模块(15)包括声音报警模块和光报警模块,所述声音报警模块包括 PNP 三极管(Q11)和蜂鸣器(151),所述单片机控制单元(18)连接在 PNP 三极管的基极上,所述 PNP 三极管集电极与电源连接,PNP 三极管的发射极与蜂鸣器(151)连接;所述光报警模块包括报警灯(DL3)和降压电阻,单片机控制单元(18)、降压电阻、报警灯(DL3)和地线依次相继连接。

7. 根据权利要求 1 所述的一种医院静脉输液监控仪,其特征在于:所述静脉输液监控仪(1)还包括有线报警电路(19),所述有线报警电路(19)包括开关电路(191)和继电器(192),所述单片机控制单元(18)的输出端通过开关电路(191)与继电器(192)信号输入端相连,所述继电器(192)的输出控制端与医院床头呼叫系统连接。

8. 一种应用上述权利要求 1-7 任一所述静脉输液监控仪的医院静脉输液监控管理系统,其特征在于包括:

静脉输液监控仪(1),所述静脉输液监控仪(1)包括液滴检测模块(11)、液面检测模块(12)、数据显示模块(13)、按键模块(14)、声光报警模块(15)、电源模块(16)和串行无线通讯模块(17)和单片机控制单元(18),所述液滴检测模块(11)、液面检测模块(12)、数据显示模块(13)、按键模块(14)、声光报警模块(15)、电源模块(16)和串行无线通讯模块

(17) 分别与单片机控制单元(18)连接,所述液滴检测模块(11)包括设置于输液装置茂菲氏管一侧的红外激光管(111)和设置于茂菲氏管另一侧与红外激光管(111)相对应的光敏三极管(112)和液滴检测电路,所述光敏三极管(112)通过液滴检测电路与单片机控制单元(18)连接,检测时,利用定时器定时 15ms,并通过内置计数器进行时间的中断计数,当检测到下降沿信时,进行外部中断处理,若此时系统检测到相邻脉冲的时间间隔大于 $10 \times 15\text{ms}$ 时,将时间间隔值读出,再将定时器的定时初值进行初始化,并重新计数;另一方面,利用定时器进行 150ms 定时,当定时时间到达时系统检测到脉冲个数大于或等于 1,认为脉冲信号有效,输液滴数加 1;

无线接收器(2),所述无线接收器(2)与静脉输液监控仪(1)中的串行无线通讯模块(17)无线通信连接,接收来自静脉输液监控仪(1)的检测信息;

护士站计算机(3),与无线接收器(2)连接,获取无线接收器(2)所接收的检测数据信息;

数据服务器(4),用于存储检测数据信息,所述数据服务器(4)与护士站计算机(3)连接;

手持 PDA (5),所述手持 PDA (5)通过无线网络连接护士站计算机(3)和 / 或数据服务器(4),所述手持 PDA (5)包括处理器(51)、显示屏(52)、条形码配对装置(53)、无线收发模块(54)和报警提示模块(55),所述显示屏(52)、条形码配对装置(53)、无线收发模块(54)和报警提示模块(55)分别与处理器(51)相连接,每套静脉输液监控仪(1)上都设有唯一的条形码标签,通过手持 PDA (5)的条形码配对装置(53)扫描条形码标签,然后扫描输液瓶上的输液粘瓶单条形码标签,手持 PDA (5)上的显示屏(52)会显示病人的基本信息和输液医嘱信息,工作人员核对无误后,对病人执行输液,然后静脉输液监控仪(1)定时监测输液瓶的信息,并更新输液进度,若发现有异常报警信息或输液进度大于 95%,则通过护士站计算机(3)向手持 PDA (5)发送报警信息,工作人员根据手持 PDA (5)显示屏(52)上的信息处理报警,然后继续进行监控。

一种医院静脉输液监控仪及管理系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗管理系统,一种医院静脉输液监控仪及管理系统。

背景技术

[0002] 随着现代医学技术的发展,尤其是电子技术、计算机技术与数字信号处理技术的不断发展,监控仪作为医院实现临床医疗监控的设备得到了广泛的应用,并逐渐成为各级各类现代化医院中临床监测监护中必不可少的一种医疗设备。现代医学监护仪的监测参数反映了监护过程中监护病人的生理体征,医学信号信息的变换、提取及处理分析是其成功实现的关键。随着产品的日异更新和发展以及用户需求逐渐趋于多样性,实现系统轻型化、无线化、一体化、综合化成为了监控仪的发展趋势。同时,随着网络通讯技术的发展,监护仪向网络化、远程化方面发展将成为必然。系统通过网络系统和接口,使医生能实时读取相关临床信息和远程监控,实现真正的临床信息整合。这不仅有效的减轻了医护人员的医疗压力,节省医疗费用,还可以使病人及其家属获得解放,对病人的心理健康和身体健康均有特殊的好处。由此可见,现代医学监护仪的发展前景将十分广阔。

[0003] 国外对静脉输液监控装置的研制较早,如日本、美国和德国等国家上世纪 80 年代末就进行了这方面的研制,现在市场上流行的大多是国外产品,类型多样,性能较好,如日本 JMS 株式会社的 OT-601 型输液泵(控制精度为 10%),美国 IMED 公司 Gemini PC-2TX 型输液器,还有德国贝朗(B|BRAUN)公司的 Multifuse 型、Perfusor Compact 型(控制精度可达到 2%),以色列也有相应的产品,型号众多,性能较好。但是这些产品在国内只有一些大型医院引进,因其价格昂贵,主要用于危重病人。国内对输液装置的研制起步较晚,大多在 90 年代中期开始研究,市场上也有一些国产静脉输液控制装置,如北京科力丰的 ZNB 系列产品。不过总体来说,种类较少,拥有自主知识产权的较少,关键技术研发能力有待提高。由于精确输液只对少数特殊病人和特殊药品才具有实际意义,而且规范操作下,输液阻塞、气泡混入是可以避免的。因此在输液过程中,输液完成报警问题就成为了人们最为关注的问题,以至输液完成报警器的研制成了近几年来的一个热门课题。根据近期对国家知识产权局专利信息的查询,目前已有多种输液完成报警器专利技术,但由于各专利技术或多或少都存在着这样或那样的缺陷,诸如安全性、可靠性、成本及操作方便程度等问题,致使真正转化为产品的专利并不多。其临床应用推广情况大多不太理想,其原因可能就与客户对这些技术或产品本身的安全性、可靠性、操作的方便与否以及价格等因素的认可有关。作为一种医疗器械,安全性、可靠性是基础,作为一种只有普及到每一位输液病人才有实际意义的产品,使用方便和足够低的价格又是一种基本要求,所以,这种产品即便安全性、可靠性得到了充分保证,但如果没有简便的操作和足够低的价格作支撑,要想顺利推广是不可能的。

发明内容

[0004] 为解决上述问题,本发明的目的在于提供不仅成本低廉、易推广,而且安全性、可

靠性都得到保证的一种医院静脉输液监控仪及其管理系统。

[0005] 本发明解决其问题所采用的技术方案是：

[0006] 一种静脉输液监控仪，所述静脉输液监控仪包括液滴检测模块、液面检测模块、数据显示模块、按键模块、声光报警模块、电源模块和串行无线通讯模块和单片机控制单元，所述液滴检测模块、液面检测模块、数据显示模块、按键模块、声光报警模块、电源模块和串行无线通讯模块分别与单片机控制单元连接。

[0007] 一种医院静脉输液监控管理系统，所述医院静脉输液监控管理系统包括：

[0008] 静脉输液监控仪，所述静脉输液监控仪包括液滴检测模块、液面检测模块、数据显示模块、按键模块、声光报警模块、电源模块和串行无线通讯模块和单片机控制单元，所述液滴检测模块、液面检测模块、数据显示模块、按键模块、声光报警模块、电源模块和串行无线通讯模块分别与单片机控制单元连接；

[0009] 无线接收器，所述无线接收器与静脉输液监控仪中的串行无线通讯模块无线通信连接，接收来自静脉输液监控仪的检测信息；

[0010] 护士站计算机，与无线接收器连接，获取无线接收器所接收的检测数据信息；

[0011] 数据服务器，用于存储检测数据信息，所述数据服务器与护士站计算机连接；

[0012] 手持 PDA；所述手持 PDA 通过无线网络连接护士站计算机和 / 或数据服务器。

[0013] 所述静脉输液监控仪设置于各个输液器上，用于检测输液器的输液状态，并对其进行监控并向数据服务器无线发送信息。其中液面检测模块和液滴检测模块采用非接触式检测技术实现对输液器液面的采集，其中液滴速度通过数据显示模块显示，当意外导致液位低于预设的高度，或者实际的液滴速度过快或者过慢时，液面检测模块和液滴检测模块向单片机控制单元发送报警信号，使声光报警模块进行报警，并通过串口无线通讯模块发射无线信号进行无线报警，无线接收器接收到有效报警信号后，护士站计算机通过数据采集端采集报警信号，并将报警信息保存到数据服务器中。

[0014] 所述手持 PDA 为掌上电脑，用于供护士进行实时的操作，具有良好的人机操作界面，手持 PDA 与护士站计算机和 / 或数据服务器连接，并定时刷新数据，当检测到报警信息后手持 PDA 将报警直到护士做出响应。护士也可通过手持发送指令对静脉输液监控仪进行操作，如读当前剩余输液体积、读输液滴数等。

[0015] 进一步，所述单片机控制单元采用微控制器 AT89C52 作为控制和数据处理的核心，采用低功耗硬件电路设计及微控制器芯片，为输液监控提供平台支持，并能根据需要对系统进行功能扩展。

[0016] 进一步，所述液滴检测模块包括设置于输液装置茂菲氏管一侧的红外激光管和设置于茂菲氏管另一侧与红外激光管相对应的光敏三极管和液滴检测电路，所述光敏三极管通过液滴检测电路与单片机控制单元连接。液滴检测模块利用光的投射原理进行液滴测量。采用红外激光管与光敏三极管的组合，将红外激光管和光敏三极管分别正对着垂直置于茂菲氏管的两端，利用液滴经过时对光信号发生的散射和折射作用，通过检测光敏三极管接收光信号的强弱实现对液滴的检测。当液滴经过茂菲氏管时发生的散射和折射作用对光信号影响较大，因此能实现对液滴的有效检测，同时发射光的穿透力较强、灵敏度高，能适应潮湿天气下的正常工作，能有效的实现对外界环境的抗干扰。

[0017] 进一步，所述红外激光管所发出的红外光为 2~3mm 的短线红外光，能实现系统在

一定抖动下的正常检测,当输液器移动或不稳定时仍然能进行检测。

[0018] 进一步,所述液滴检测电路包括第一运算放大电路和第一电压比较电路,所述光敏三极管的输出端通过隔直电容连接至第一运算放大电路的输入端,第一运算放大电路的输出端通过第一电压比较电路连接至单片机控制单元的数据输入端。所述光敏三极管的信号输出端的电压信号通过经过隔直电容滤波、第一运算放大电路放大、再通过第一电压比较电路与一基准电压作比较,由于液滴经过时引起光敏三极管信号输出端的信号变化相当于脉冲信号,因此通过对脉冲信号的处理可实现对液滴信号的处理,该电路的设计抗干扰能力强、稳定性高,能实现对液滴信号的有效处理。

[0019] 进一步,所述液面检测模块包括设置于茂菲氏管一侧的红外发光二极管、设置于茂菲氏管另一侧与红外发光二极管相对应的红外接收管和液面检测电路,所述红外接收管与液面检测电路连接,所述液面检测电路的输出端与单片机控制单元的输入端连接。液面检测模块利用光电检测的原理进行液面检测,采用红外对管的组合,把红外发射管和红外接收管分别正对着垂直置于茂菲氏管的两端,由于液体和气体的折射率不同,使得同一光源的光在有无液体时产生折射的角度不同,使接收管接收到光信号的强弱也不同,因此通过检测信号在液面处强弱的变化可实现对液面的检测。

[0020] 进一步,所述按键模块为矩阵式键盘。采用矩阵式键盘能有效降低占用单片机控制单元 I/O 口的数目,节省单片机控制单元的接口数目。

[0021] 进一步,所述数据显示模块包括 2 个 4 位数数码管和串行控制芯片,所述单片机控制单元通过串行控制芯片与数码管连接。由于本发明中静脉输液监控仪只需要进行相关数据及参数的显示,如果采用液晶显示模块成本较高,而采用数码管进行显示不仅能有效降低成本,而且利于系统的轻型化设计。

[0022] 进一步,串行无线通讯模块采用 STR-30 无线模块。所述 STR-30 无线模块采用 GFSK 的调频方式,具有极高的抗干扰能力进行智能数据控制时无需编制多余的程序,同时其数据传输速率高、可靠性高、故障率低、性价比高。

[0023] 进一步,所述声光报警模块包括声音报警模块和光报警模块,所述声音报警模块包括 PNP 三极管和蜂鸣器,所述单片机控制单元连接在 PNP 三极管的基极上,所述 PNP 三极管集电极与电源连接,PNP 三极管的发射极与蜂鸣器连接;所述光报警模块包括报警灯和降压电阻,单片机控制单元、降压电阻、报警灯和地线依次相继连接。

[0024] 进一步,所述静脉输液监控仪还包括有线报警电路,所述有线报警电路包括开关电路和继电器,所述单片机控制单元的输出端通过开关电路与继电器信号输入端相连,所述继电器的输出控制端与医院床头呼叫系统连接。该设计让静脉输液监控仪可以与医院现有的床头呼叫系统连接,实现了系统的有线报警,在无线网络失效或收到干扰时,仍然可通过床头呼叫系统进行报警,提高了系统的可靠性,降低了潜在的安全隐患。

[0025] 进一步,静脉输液监控仪运行时,单片机控制单元首先进行参数的初始化,并等待操作人员设置参数,当参数设置完毕后,单片机控制单元通过液滴检测模块和液面检测模块分别输液装置的液滴速度和液面位置进行监控,并通过串行无线通信模块向无线接收器发送液滴速度和液面位置信息,无线接收器将信息传输至护士站计算机中进行处理,护士站计算机将处理的数据传输至数据服务器进行保存。

[0026] 进一步,所述手持 PDA 包括处理器、显示屏、条形码配对装置、无线收发模块和报

警提示模块,所述显示屏、条形码配对装置、无线收发模块和报警提示模块分别与处理器相连接。

[0027] 本发明的有益效果是:本发明采用的一种医院静脉输液监控仪及管理系统,实现了静脉输液监控管理的轻型化、无线化、一体化和综合化,护士站计算机可实时收集多个静脉输液监控仪的检测数据,由于采用无线网络传输的方式,能有效节省线路布置的费用,病人只要在无线网络覆盖的范围内即可随时随地进行检测,不需要固定输液装置的位置,其扩展性和实用性好,本发明能与医院现有信息实现兼容,而且医疗工作人员通过手持 PDA 即可对各个病人的输液情况进行监控,当发生异常时能及时接收到报警信息并处理,能有效的减轻了医疗工作人员的工作强度,提高护理质量;更重要的是,其可实现对病人的状况和生理参数的全天候监护,一旦出现病情变化,可供医生作为应急处理和进行治疗的依据;同时还可作为临床医护人员的诊断治疗和研究提供病人疾病发展或愈合过程中有价值的附加信息,有利于医护人员更好的了解病情,做出科学准确的诊断和治疗。

附图说明

[0028] 下面结合附图和实例对本发明作进一步说明。

[0029] 图 1 是本发明医院静脉输液监控管理系统的系统组成框图;

[0030] 图 2 是本发明静脉输液监控仪的系统结构示意图;

[0031] 图 3 是本发明液滴检测模块的液滴检测示意图;

[0032] 图 4 是本发明液滴检测电路的电路原理图;

[0033] 图 5 是本发明液面检测模块的液面检测示意图;

[0034] 图 6 是本发明液面检测电路的电路原理图;

[0035] 图 7 是本发明按键模块的电路原理图;

[0036] 图 8 是本发明数据显示模块的电路原理图;

[0037] 图 9 是本发明声音报警模块的电路原理图;

[0038] 图 10 是本发明光报警模块的电路原理图;

[0039] 图 11 是本发明有线报警电路的电路原理图;

[0040] 图 12 是本发明单片机控制单元的电路原理图;

[0041] 图 13 是本发明电源模块的电路原理图;

[0042] 图 14 是本发明单片机控制单元的功能模块示意图;

[0043] 图 15 是本发明系统主程序流程图;

[0044] 图 16 是本发明系统液滴信号波形图;

[0045] 图 17 是本发明液滴检测流程图;

[0046] 图 18 是本发明系统输液监控流程图;

[0047] 图 19 是本发明手持 PDA 的结构框图;

[0048] 图 20 是本发明手持 PDA 的使用流程图;

具体实施方式

[0049] 参照图 1- 图 20,本发明的一种医院静脉输液监控仪及其管理系统,静脉输液监控系统包括静脉输液监控仪 1、无线接收器 2、护士站计算机 3、数据服务器 4 和手持 PDA5。

[0050] 所述静脉输液监控仪 1 包括液滴检测模块 11、液面检测模块 12、数据显示模块 13、按键模块 14、声光报警模块 15、电源模块 16 和串行无线通讯模块 17 和单片机控制单元 18, 所述液滴检测模块 11、液面检测模块 12、数据显示模块 13、按键模块 14、声光报警模块 15、电源模块 16 和串行无线通讯模块 17 分别与单片机控制单元 18 连接。所述无线接收器 2 与静脉输液监控仪 1 中的串行无线通讯模块 17 无线通信连接, 接收来自静脉输液监控仪 1 的检测信息。所述护士站计算机 3 与无线接收器 2 连接, 获取无线接收器 2 所接收的检测数据信息。数据服务器 4 用于存储检测数据信息, 其中数据服务器 4 与护士站计算机 3 连接。所述手持 PDA5 通过无线网络连接护士站计算机 3 和 / 或数据服务器 4。

[0051] 所述静脉输液监控仪 1 设置于各个输液器上, 用于检测输液器的输液状态, 并对其监控并向数据服务器 4 无线发送信息。其中液面检测模块 12 和液滴检测模块 11 采用非接触式检测技术实现对输液器液面的采集, 其中液滴速度通过数据显示模块 13 显示, 当意外导致液位低于预设的高度, 或者实际的液滴速度过快或者过慢时, 液面检测模块 12 和液滴检测模块 11 向单片机控制单元 18 发送报警信号, 使声光报警模块 15 进行报警, 并通过串口无线通讯模块发射无线信号进行无线报警, 无线接收器 2 接收到有效报警信号后, 护士站计算机 3 通过数据采集端采集报警信号, 并将报警信息保存到数据服务器 4 中。

[0052] 所述手持 PDA5 为掌上电脑, 用于供护士进行实时的操作, 具有良好的人机操作界面, 手持 PDA5 与护士站计算机 3 和 / 或数据服务器 4 连接, 并定时刷新数据, 当检测到报警信息后手持 PDA5 将报警直到护士做出响应。护士也可通过手持发送指令对静脉输液监控仪 1 进行操作, 如读当前剩余输液体积、读输液滴数等。

[0053] 其中静脉输液监控仪 1 采用微控制器 AT89C52 作为控制和数据处理的核心, 采用低功耗硬件电路设计及微控制器芯片, 为输液监控提供平台支持, 并能根据需要对系统进行功能扩展。

[0054] 所述液滴检测模块 11 是系统设计的重要部分, 能否准确地检测液滴是计算已输液体积、剩余体积、输液速度等参数的关键, 也是系统性能与可靠性的主要参考标准。

[0055] 本系统采用光电检测技术实现对液滴的测量, 所述液滴检测模块 11 包括设置于输液装置茂菲氏管 6 一侧的红外激光管 111 和设置于茂菲氏管 6 另一侧与红外激光管 111 相对应的光敏三极管 112 和液滴检测电路, 所述光敏三极管 112 通过液滴检测电路与单片机控制单元 18 连接。参照图 3 所示的液滴检测示意图中, 红外激光管 111 发射的光线透过茂菲氏管 6 投射到光敏三极管 112 的感光面上, 在没有液滴滴落时, 光敏三极管 112 接收到的光照度最大, 产生的光生电流也最大, 此时光敏三极管 112 信号输出端电压为低电平; 当有液滴滴落时, 由于液滴对光线的散射和折射作用, 投射到光敏三极管 112 上的光照度将下降, 从而使光敏管光生的电流下降, 此时光敏三极管 112 信号输出端电压为高电平。因此通过检测光敏三极管 112 信号输出端电压信号的变化可实现对液滴的检测。

[0056] 本发明液滴检测电路参照图 4 所示, 所述液滴检测电路包括第一运算放大电路 113 和第一电压比较电路 114, 所述光敏三极管 112 的输出端通过隔直电容 C1 连接至第一运算放大电路 113 的输入端, 第一运算放大电路 113 的输出端通过第一电压比较电路 114 连接至单片机控制单元 18 的数据输入端。电路中隔直电容 C1 起到隔直流通交流的作用, 当系统中没有液滴经过时, 光敏三极管 112 信号输出端输出恒为高电平的直流信号, 由于隔直电容 C1 对直流信号的阻隔作用, 导致第一运算放大电路 113 的正输入端没有信号输

入,经过第一电压比较电路 114 进行电压比较后,此时 OUT1 端输出恒为 +5V 的电平信号;当有液滴经过时,光敏三极管 112 信号输出端输出低电平的直流信号,由于液滴经过的过程中信号输出端信号的变化相当于脉冲信号的产生,隔直电容 C1 对交流信号的导通作用使得此脉冲信号能安全的进入第一运算放大电路 113 进行高增益、低噪声放大,此时放大器输出端输出信号的信号已足够强。第一电压比较电路 114 其负输入端由电阻 R8、R9 提供基准电压,当 U1 输出的信号到达第一电压比较电路 114 正相输入端时,两输入端电压进行比较,此时 OUT1 端输出信号为低电平。通过单片机控制单元 18 INTO 端口与 OUT1 端连接,对 OUT1 端下降沿信号的检测,可实现对液滴信号的准确检测。

[0057] 本液滴检测电路中,为了提高系统液滴检测的灵敏度,务必尽量使光敏三极管 112 信号输出端电压信号的变化达到最大化,光敏三极管 112 信号输出端与第一运算放大电路 113 的连接线路上还设置有第一分压电阻 R2, 所述第一分压电阻 R2 应选用阻值为 5.1K Ω 的电阻;通过检测知道,液滴经过时输入到第一运算放大电路 113 正输入端的为电平 1.1V 左右的脉冲信号,为了使放大器工作在线性放大区域,同时可使放大器输入端接收到的微弱信号得到足够的放大,电路中 R4 和 R6 应选用阻值分别为 30K Ω 、100K Ω 的电阻,此时电路中信号放大部分的放大倍数为 3.3 倍;由于隔直电容 C1 和电容 C2 涉及到电路的隔直通交性能,电容性能的好坏直接影响电路检测的稳定性与可靠性,因此应使用漏电压较少、寿命长、稳定性高的电容,本电路中电容 C1、C2 分别选用容值为 100F μ 和 22F μ 的钽电容。同时系统可通过提高第一电压比较电路 114 的基准电压来增强其抗干扰能力,电路中 R9 为 100K Ω , R8 为 15K Ω ,它们构成的基准电压为 0.6V。同时,为了提高模块的抗干扰能力,系统采用黑色遮蔽体将光敏三极管 112 包住,有效的减少了外围可见光对液滴检测的影响。

[0058] 本发明液面检测模块 12 包括设置于茂菲氏管 6 一侧的红外发光二极管 121、设置于茂菲氏管 6 另一侧与红外发光二极管 121 相对应的红外接收管 122 和液面检测电路,所述红外接收管 122 与液面检测电路连接,所述液面检测电路的输出端与单片机控制单元 18 的输入端连接。本发明采用红外检测技术对液面进行检测,参照图 5 所示,红外发光二极管 121 发出红外光,光线透过液体与茂菲氏管 6 照射到红外接收管 122 的感光面上,红外接收管 122 将接收到的光信号转换成电流输出。由于毛细现象及管内液体层流作用,在液面与管壁之间形成了凹状液壁,凹状液壁的折射与散射作用对光线有很大的影响,当凹状液壁越接近接收管时,其对光线的衰减作用越大。因此,当液体液面凹状液壁超出红外接收管 122 接收位置时,照射到红外接收管 122 的光信号强度较大,产生的光电流也较大,此时红外接收管 122 信号输出端电压为低电平;当液面凹状液壁下降到与红外接收管 122 同一水平面时,照射到红外接收管 122 的光信号强度最弱,此时电路输出比较弱的光电流,红外接收管 122 信号输出端电压为高电平;当液面凹状液壁完全低于红外接收管 122 后,光线又可直通照射红外接收管 122,红外接收管 122 恢复导通状态,此时红外接收管 122 信号输出端电压为低电平。因此,通过检测红外接收管 122 信号输出端电压信号的变化可实现对系统液面的检测。

[0059] 所述液面检测电路的电路原理图参照图 6 所示,包括电压比较器 123,所述电压比较器 123 的参考电压连接端连接有由电阻 R10、R11 组成参考分压电路,所述红外接收管 122 的信号输出端连接到电压比较器 123 的反相输入端,红外接收管 122 与电压比较器 123 反

相输入端上还设置有红外分压电阻 R13, 电阻 R10、R11 为电压比较器 123 的正相输入端提供参考电压, 本系统选取系统液面高于红外接收管 122 时对应的输出电压为系统参考电压值。由于红外接收管 122 信号输出端接收的信号在临近液面时会有明显的变化, 因此通过对电压比较器 123 两输入端电压进行比较, 利用单片机对电压比较器 123 对应信号输出端信号的检测可实现对系统液面的有效监测。

[0060] 本液面检测电路中, 可通过尽量使接收管信号输出端电压信号的变化达到最大来提高系统液面检测的灵敏度, 电路中 R13 应选用阻值为 200 Ω 的电阻; 同时系统可通过提高电压比较器 123 的参考电压值 REF U 来增强其抗干扰能力, 电路中 R10 为 100k Ω , R11 为 15k Ω , 它们构成的参考电压为 4.4V。

[0061] 静脉输液监控仪 1 中按键模块 14 是实现数据输入与参数修改的设备, 借助按键模块 14 可向系统设置参数, 发出控制指令等。当所设置的功能键或数字键按下时, 系统能完成该按键所设定的功能。由于系统中 I/O 口资源比较紧张, 同时为提高模块软件设计的效率, 系统按照线反转法的控制思想进行模块设计, 系统的按键模块 14 电路原理图参照图 7 所示, 包括为矩阵键盘接口 J6, 和连接到外盒的外接按键 S1~S6。系统通过检测键盘高低四位电平的变化实现键值的判别与读取。为了使电路能有效的实现响应, 电路中矩阵键盘的高四位均接上拉电阻, 其阻值为 10 k Ω 。

[0062] 数据显示模块 13 是实现人机交互的界面, 通过数据显示模块 13 可显示系统的相关参数及报警信息。考虑到部分数据取值较大, 本系统采用 2 个 4 位数码管 131 进行数据的显示; 同时由于系统 I/O 端口较为紧张, 为了实现对数码管 131 的有效控制, 系统采用串行控制芯片 132 74HC595 进行相关数据的处理, 系统的数据显示电路参照图 8 所示。为了避免电路中导通电流过高而烧坏数码管 131, 本电路中需要选择合适的限流电阻。由于数码管 131 内部是由发光二极管构成的, 其正常工作电流范围为 5~20 mA, 以及其正向压降为 2V 左右。为了适当控制数码管 131 的发光亮度, 电路中限流电阻 R18~R25 应选用阻值为 330 Ω 的电阻, 此时数码管 131 的驱动电流为 9mA, 同时, 为了实现对数码管 131 的有效选通, 电路中与三极管连接的串联电阻应选用稍大的阻值, 本电路中 R36~R39 选用阻值为 4.7k Ω 的电阻。

[0063] 由于传统的 RS485 通信需要布线, 安装维护工作较为困难、复杂, 并且易受到现场条件的影响, 为了满足用户需求, 本发明串行无线通信模块采用 STR-30 无线模块, 以无线传输方式实现数据采集系统与主 PC 机之间的数据通信。该模块采用半双工的通信方式, 适合于点对点、点对多点数据传输; 同时, 由于采用高效前向纠错信道编码技术, 具有较高的抗干扰能力以及较低的误码率, 能有效实现对数据传输过程中产生的干扰及伪数据进行过滤。另外, 该模块提供透明的数据接口, 能适应任何标准或非标准的用户协议, 只需通过与单片机引脚直接连接即可对其进行相关的控制操作。

[0064] 声光报警模块 15 作为系统的一个重要组成部分, 用于当系统中出现相关报警信息时实现声光报警, 以便提醒医护人员注意当前病人输液情况以及执行相关操作。所述声光报警模块 15 包括声音报警模块和光报警模块, 所述声音报警模块包括 PNP 三极管和蜂鸣器 151, 所述单片机控制单元 18 连接在 PNP 三极管的基极上, 所述 PNP 三极管集电极与电源连接, PNP 三极管的发射极与蜂鸣器 151 连接; 所述光报警模块包括报警灯 DL3 和降压电阻, 单片机控制单元 18、降压电阻、报警灯 DL3 和地线依次相继连接。

[0065] 其中声音报警模块电路参照图 9 所示, 电路中选用型号为 PNP 的三极管 Q11 作为导通三极管, 只有低电平信号输入时, 电路才正常工作, 因此可有效避免系统开机瞬间, 电路产生误报警。在本声光报警电路中, 为实现对蜂鸣器 151 的有效控制, 系统选用了阻值为 4.7K Ω 的电阻作为三极管的基极串联电阻; 所述光报警模块参照图 10 所示, 电路中选用了阻值为 2K Ω 的电阻作为报警灯 DL3 的限流电阻, 此时电路中电流为 15mA, 其中 R29 为电路中的串联电阻。

[0066] 为了充分地利用医院现有的床头呼叫系统, 系统通过对继电器 192 的闭合控制可实现系统的有线报警。系统有线报警电路 19 参照图 11 所示。所述有线报警电路 19 包括开关电路 191 和继电器 192, 所述单片机控制单元 18 的输出端通过开关电路 191 与继电器 192 信号输入端相连, 所述继电器 192 的输出控制端与医院床头呼叫系统 7 连接。在本有线报警电路 19 中, 所述开关电路 191 由三极管 Q12 及其外围电路组成, 三极管 Q12 起到相当于开关的作用, 当 JD 端输入高电平信号时, 三极管处于导通状态; 当 JD 端输入低电平信号时, 三极管工作于截止状态, 通过对三极管工作状态的选择可实现对继电器 192 的开闭控制, 即实现了对医院床头呼叫系统 7 的开闭控制。由于电路中继电器 192 的线圈属于电感性负载, 当三极管截止时, 其集电极电流 $I_C=0$, 而原本线圈上的电流 $L I$ 不可能瞬间降为 0, 为了避免线圈产生较高的感应电势而损坏三极管, 本电路选用一反向连接的二极管 D3 与继电器 192 的输入端并接, 为继电器 192 的线圈电流 $L I$ 提供了一放电路径, 有效的实现了对三极管的保护。同时, 为了实现对三极管的有效选通, 电路中与三极管基极相连接的电阻应选用稍大的阻值, 本电路中 R31 选用阻值为 4.7k Ω 的电阻。

[0067] 为了实现系统对各功能模块的有效控制, 本系统选用功能齐全、内部资源丰富的芯片 STC89C52 作为系统的控制芯片。其是一种低功耗、高性能的 8 位微控制器, 内部含有 3 个 16 位定时器 / 计数器和 8 个中断源, 充分地满足了系统的软件设计需求; 同时芯片内部集成 2K 字节的 EEPROM 单元, 可断电保存大量数据。利用该芯片可组成一个高性能、低功耗、高稳定性的控制系统。系统控制电路参照图 12 所示。

[0068] 电源模块 16 是系统的重要组成部分, 主要是为各功能模块提供所需的工作电压, 其稳压性能直接影响到系统工作的稳定性与可靠性。在本系统中, 系统提供外部电源与备用电源两种供电模式, 通过二极管的选择能够实现二者之间快速的自动切换。由于系统只需要单一的 +5V 电源, 因此选用 LM2940 芯片提供 +5V 的稳压输出, 系统电源设计电路参照图 13 所示。其中 J7、J9 分别为外部电源接口与开关接口; DL4 为发光二极管, 可指示电源的工作状态。

[0069] 本发明医院静脉输液监控管理系统中如何对各个模块进行调用和设计是本发明的重要组成部分, 其性能直接影响到系统性能的发挥。本系统采用模块化和结构化的设计方法, 将各个功能模块设计为独立的功能模块, 通过主程序的对各模块的调用, 实现系统的相关功能。本系统软件设计模块包括主控制程序模块、初始化模块、液滴检测模块 11、按键功能设定模块、数据显示模块 13、数据存取模块和无线收发模块 54 等。系统功能模块设计结构图参照 14 所示。

[0070] 主程序是系统控制的主要组成部分, 通过对其他功能模块的调用可实现系统的各项功能。其具体实施方式如下: 当系统接上电源后, 主程序首先进入初始化部分进行相关参数的初始化, 然后进入系统的参数设置部分, 此时等待相关的操作指令, 通过对键盘扫描

及无线接收的相关指令的处理可实现系统相关参数的设置和保存；当系统接收到开始工作指令后，主程序进入输液监控部分，进行系统输液状况的监控，包括对系统输液速度、输液剩余体积、已输液体体积和输液液面状况等参数的监测。此时通过对数据显示模块 13 的调用，系统显示当前已输液体滴数。当系统出现输液异常时，通过对输液信息的处理，主程序进入异常信息处理部分，进行系统输液信息的相关处理，当系统接收到退出指令后，主程序返回到输液监控部分继续进行系统输液状况的监控。当系统接收到彻底退出指令后，主程序返回到初始化部分并等待系统相关的操作。系统主程序流程图参照图 15 所示。

[0071] 所述初始化模块中，对系统的初始化将直接关系到单片机内部资源的有效利用和系统的正常运行。系统初始化模块的主要功能是完成对单片机和各个外围模块的初始化，包括单片机 I/O 端口初始化、定时器初始化、中断初始化、串行口初始化以及系统参数和相关变量的初始化设置等。

[0072] 所述液滴检测模块 11，由于系统工作过程中难以避免出现相关的干扰信号，而且经测量得知相邻液滴之间的时间间隔恒大于 150ms，参照图 16 所示。检测液滴信号是系统软件设计的主要任务，液滴信号检测的准确性与可靠性将直接影响系统的性能。为了使系统能稳定、可靠地工作，系统采用外部中断方式进行液滴信号的捕捉，同时结合定时器进行液滴信息的处理。在系统中，首先利用定时器 2 定时 15ms，并通过内置计数器进行时间的中断计数，当 INT0 引脚检测到下降沿信号时，进行外部中断处理，若此时系统检测到相邻脉冲的时间间隔大于 $10 \times 15\text{ms}$ 时，将此时间间隔值读出，再将定时器的定时初值进行初始化，并重新计数；另一方面，利用定时器 2 进行 150ms 定时，当定时时间到达时系统检测到脉冲个数大于或等于 1，认为脉冲信号有效，输液滴数加 1，同时液滴到达标志 drops_flag 置 1，并且在干扰标志 interference_flag 为 0 的情况下，将相邻液滴之间的时间间隔值赋给时间参数。系统液滴检测流程图参照图 17 所示。

[0073] 系统通过调用输液监控模块实现对病人输液状况的监控。本功能模块中，输液状况的监控包括对输液速度、输液体积、剩余输液体积、输液液面等输液参数的监控。当系统检测预警信号时，会进行系统的预警处理，并通过无线通信模块向计算机发送预警信息，以提示医护人员执行相关的操作；当系统检测到报警信号时，会对报警类型进行判断与确认，然后进行相应的报警处理。其中，本功能模块工作流程图参照图 18 所示。

[0074] 参照图 19 所示，所述手持 PDA5 包括处理器 51、显示屏 52、条形码配对装置 53、无线收发模块 54 和报警提示模块 55，所述显示屏 52、条形码配对装置 53、无线收发模块 54 和报警提示模块 55 分别与处理器 51 相连接。

[0075] 每套静脉输液监控仪 1 上都设有唯一的条形码标签，参照图 20，其中手持 PDA5 的工作流程如下：通过手持 PDA5 的条形码配对装置 53 扫描条形码标签，然后扫描输液瓶上的输液粘瓶单条形码标签，手持 PDA5 上的显示屏 52 会显示病人的基本信息和输液医嘱信息，工作人员核对无误后，对病人执行输液，然后静脉输液监控仪 1 定时监测输液瓶的信息，并更新输液进度，若发现有异常报警信息或输液进度大于 95%，则通过护士站计算机 3 向手持 PDA5 发送报警信息，工作人员根据手持 PDA5 显示屏 52 上的信息处理报警，然后继续进行监控。

[0076] 以上所述，只是本发明的较佳实施例而已，本发明并不局限于上述实施方式，只要其以相同的手段达到本发明的技术效果，都应属于本发明的保护范围。

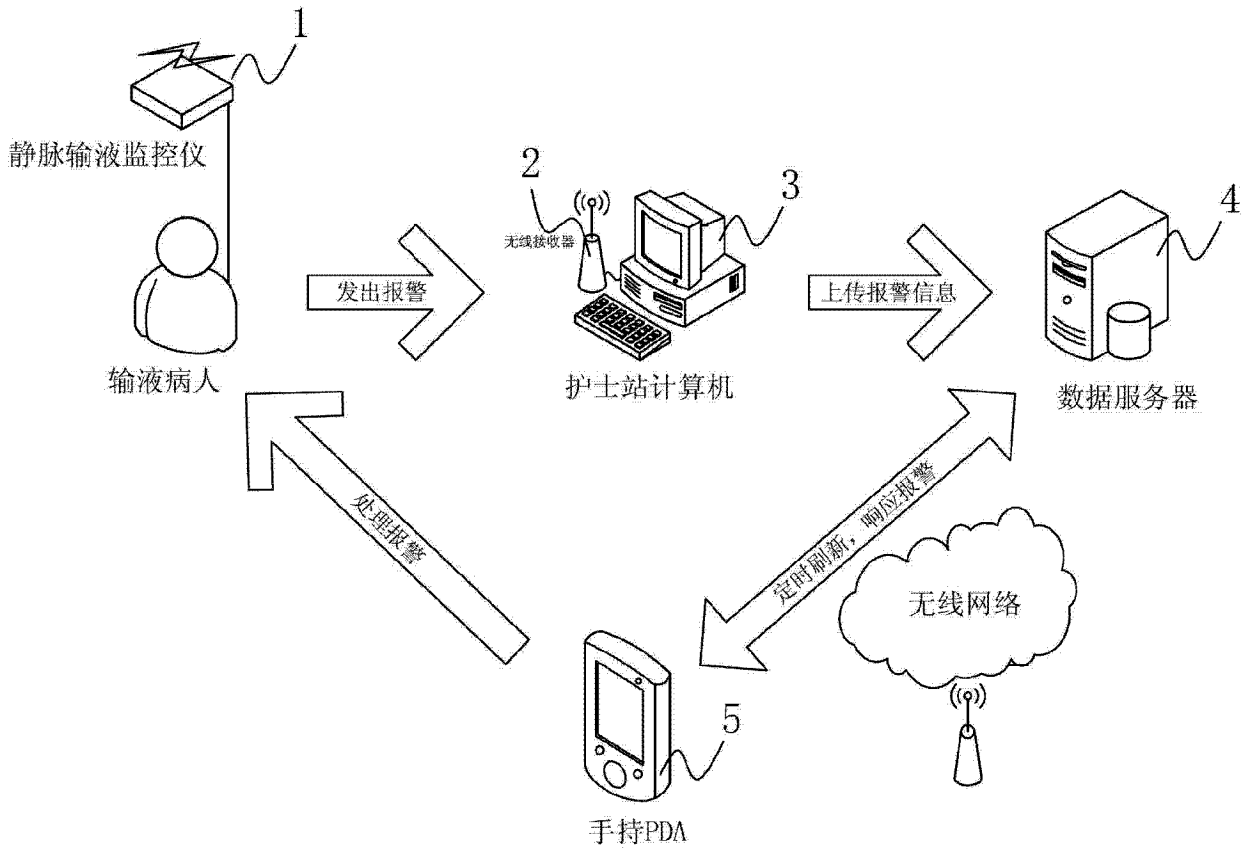


图 1

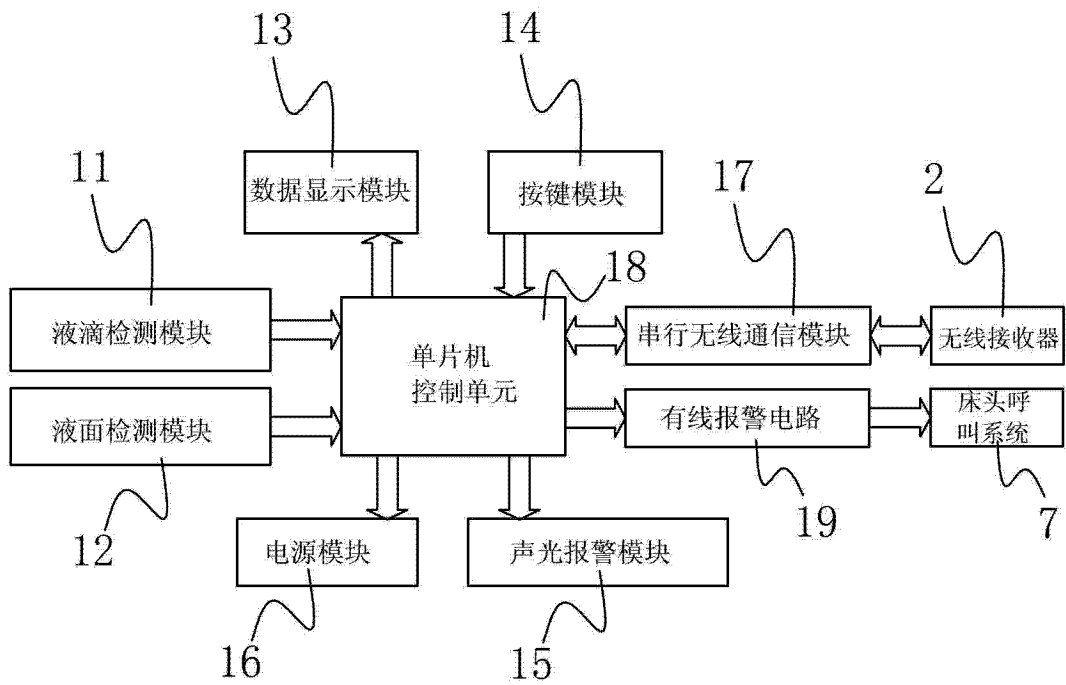


图 2

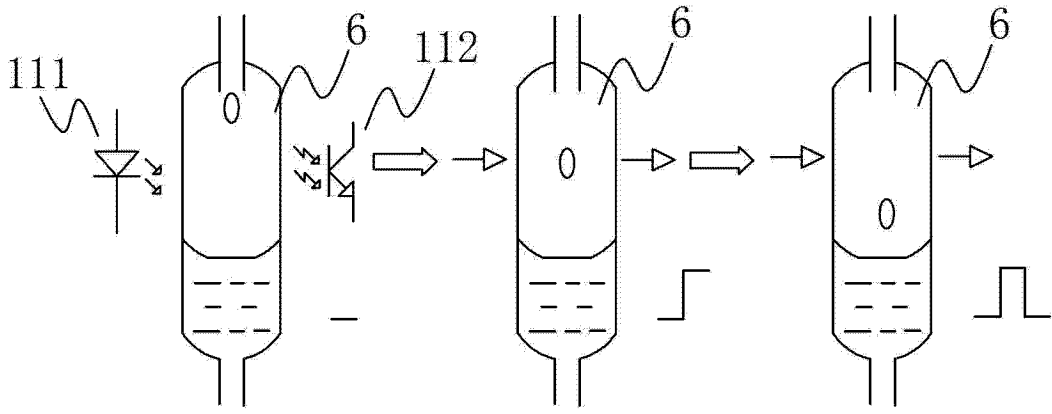


图 3

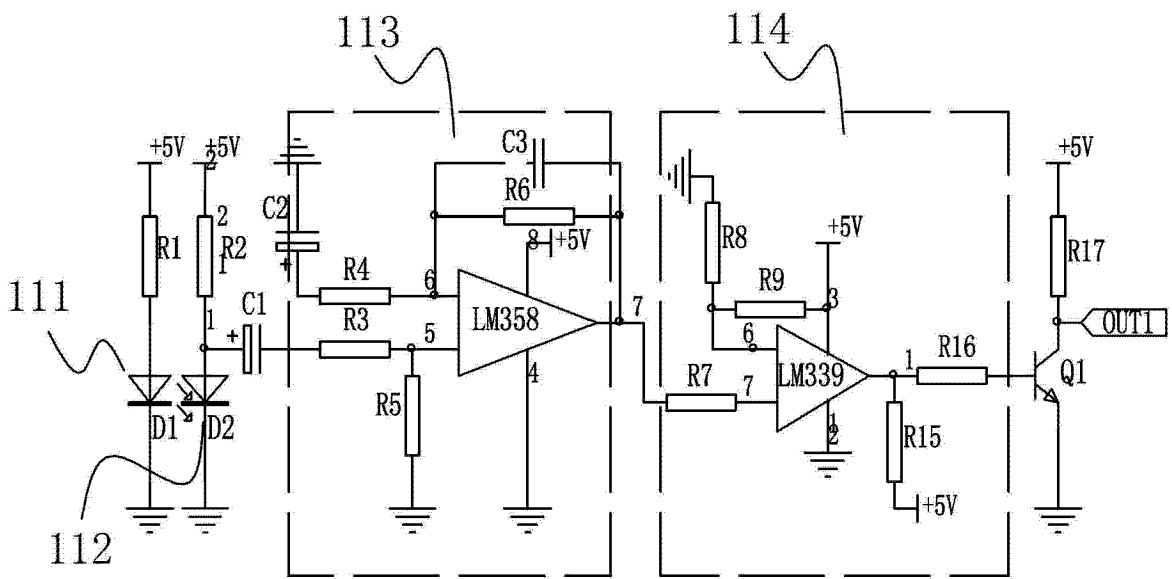


图 4

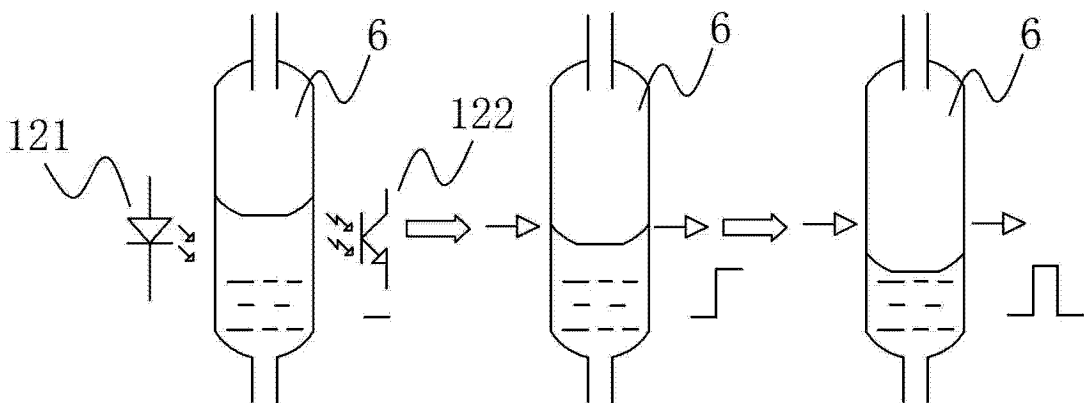


图 5

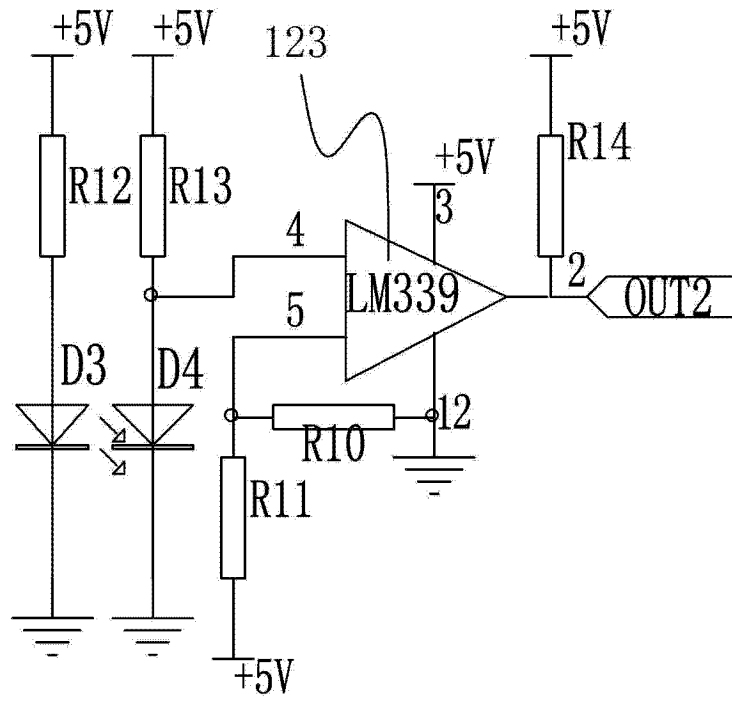


图 6

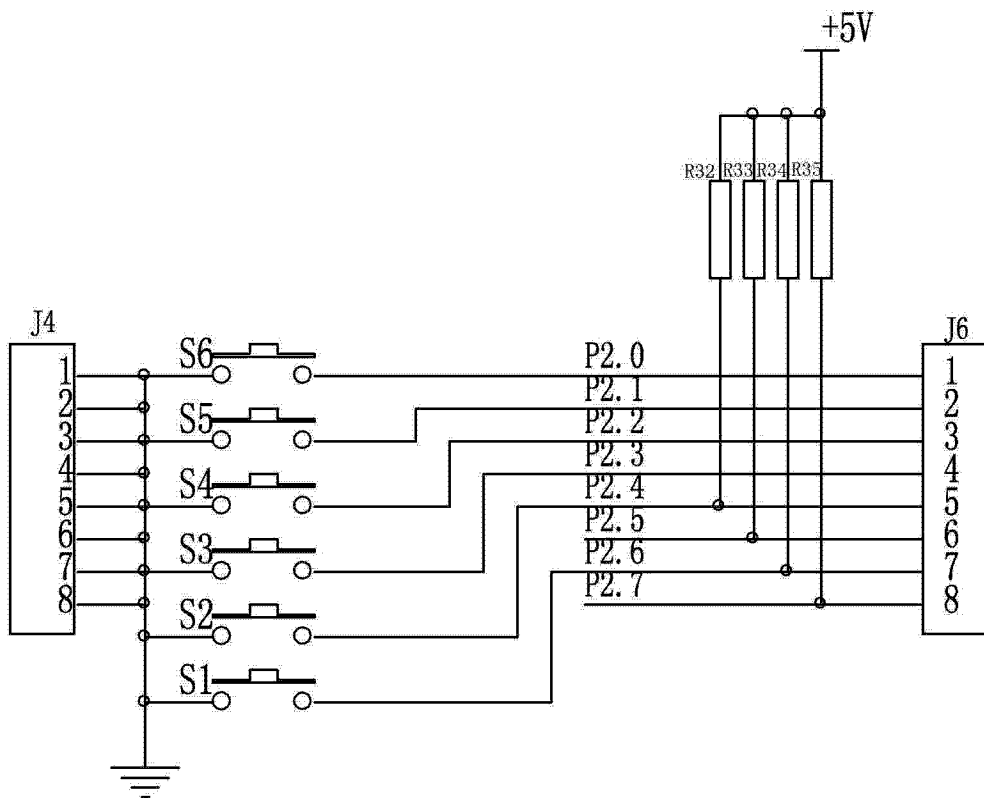


图 7

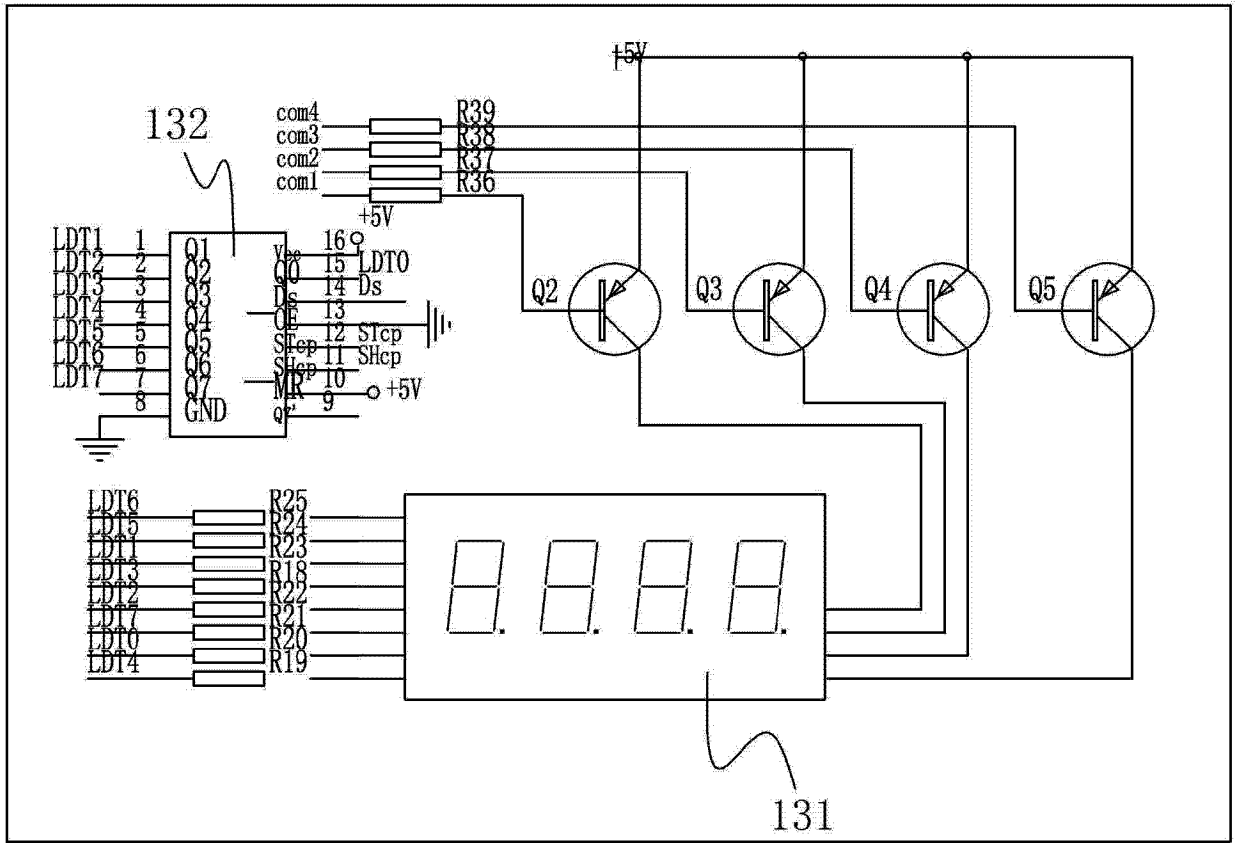


图 8

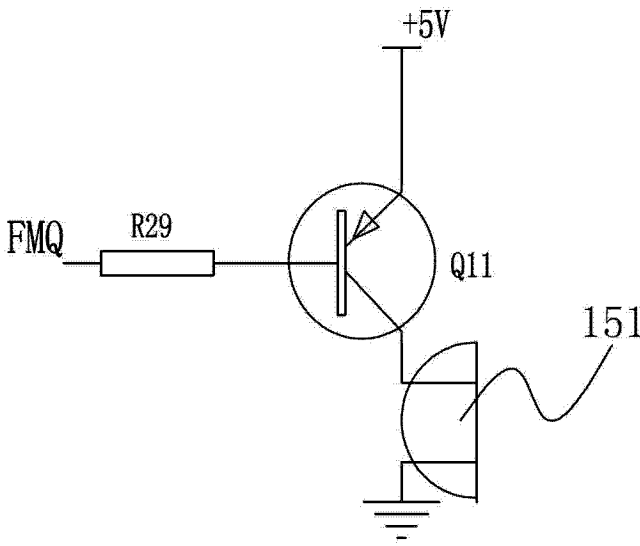


图 9

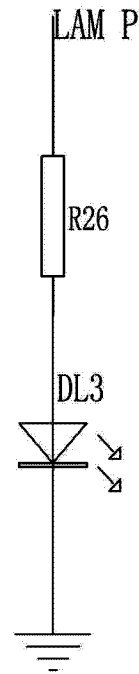


图 10

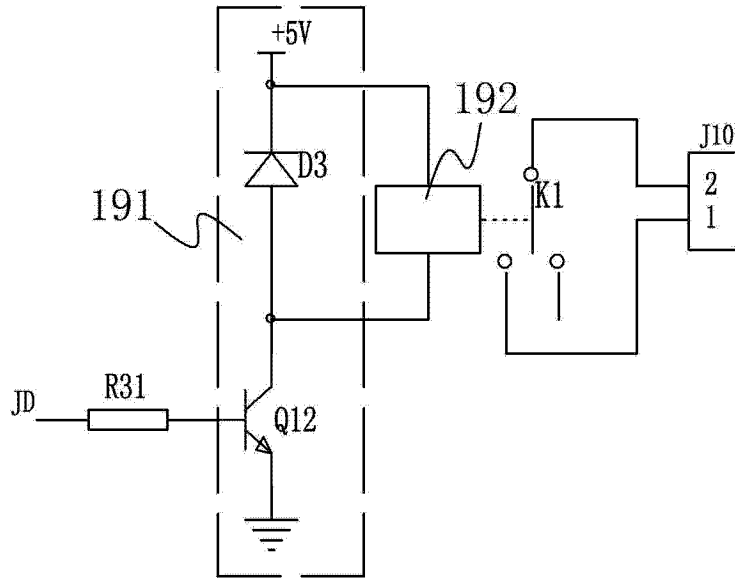


图 11

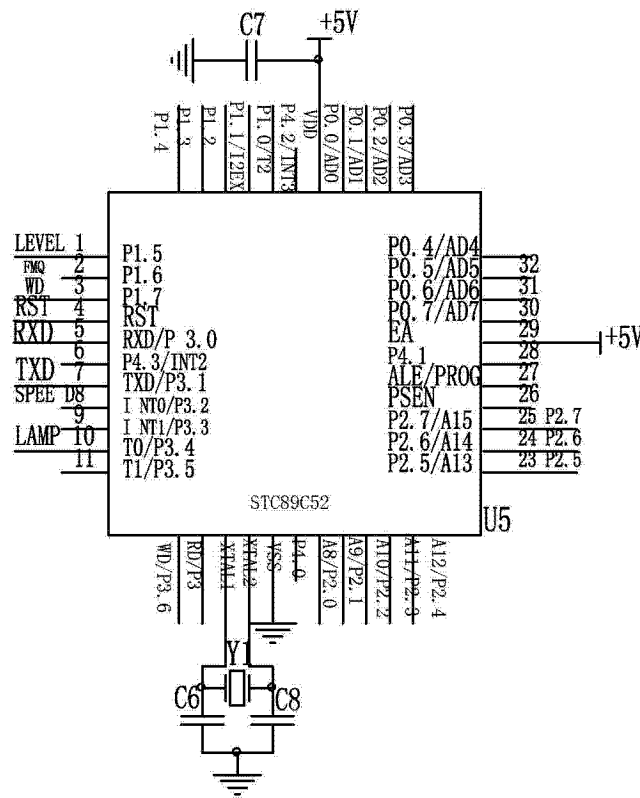


图 12

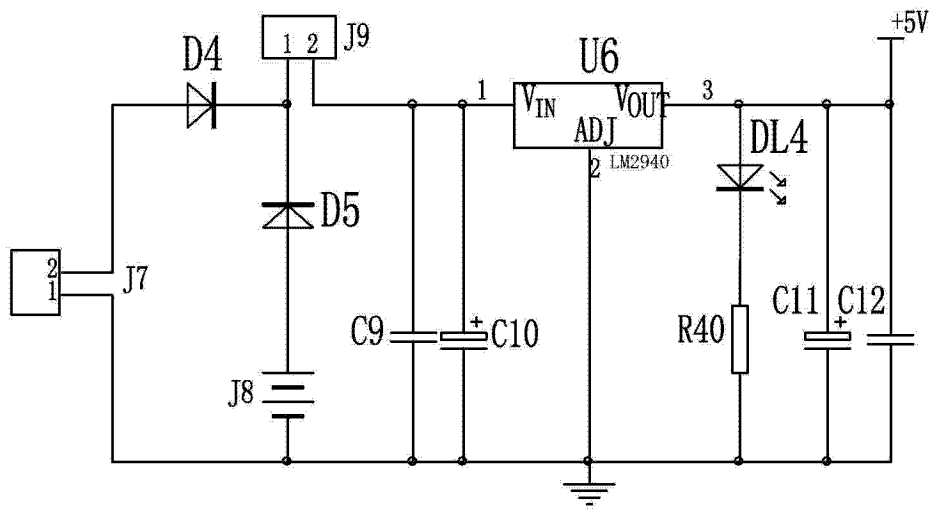


图 13

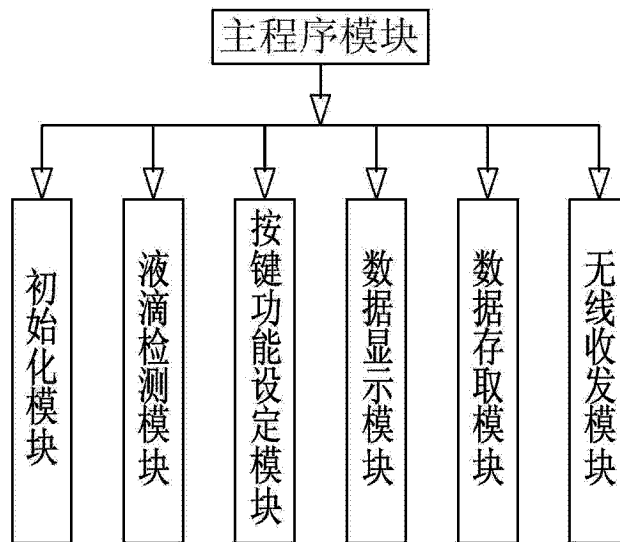


图 14

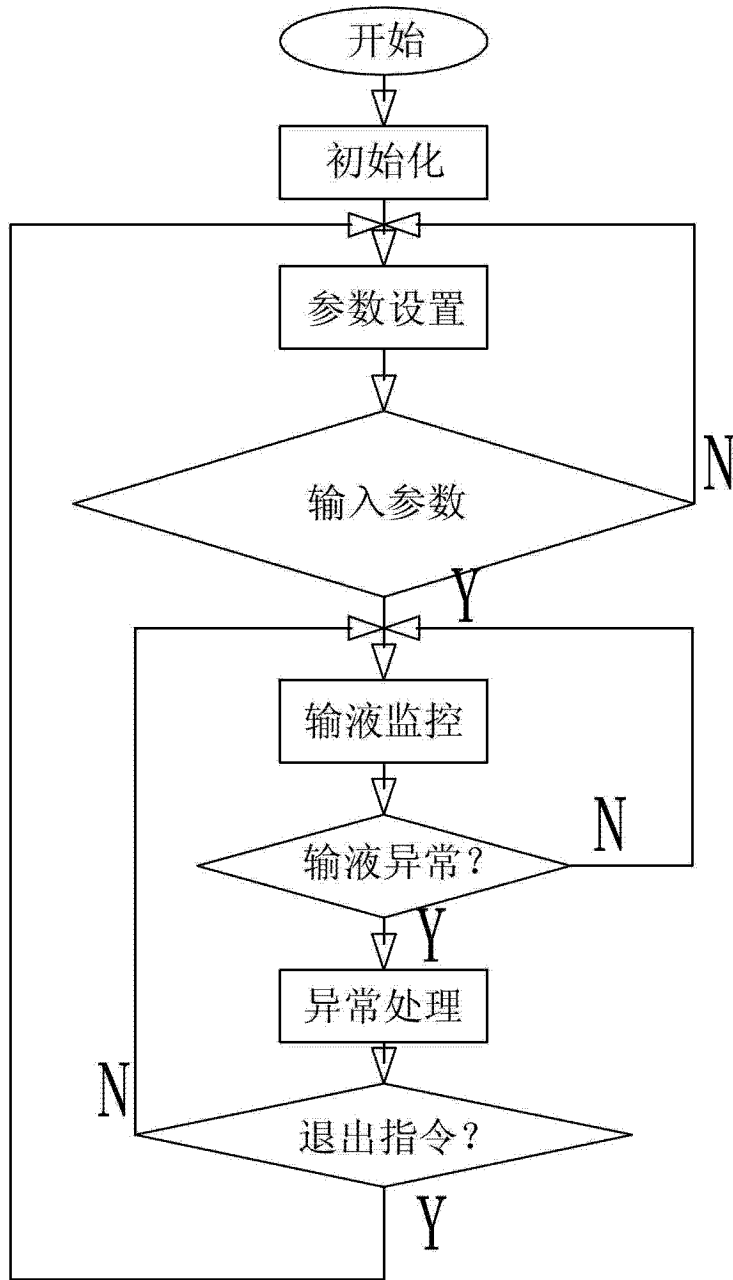


图 15

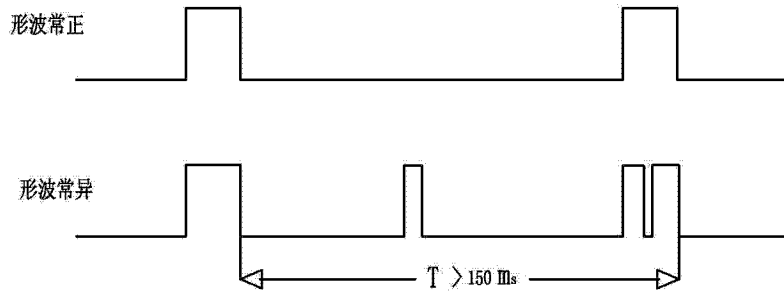


图 16

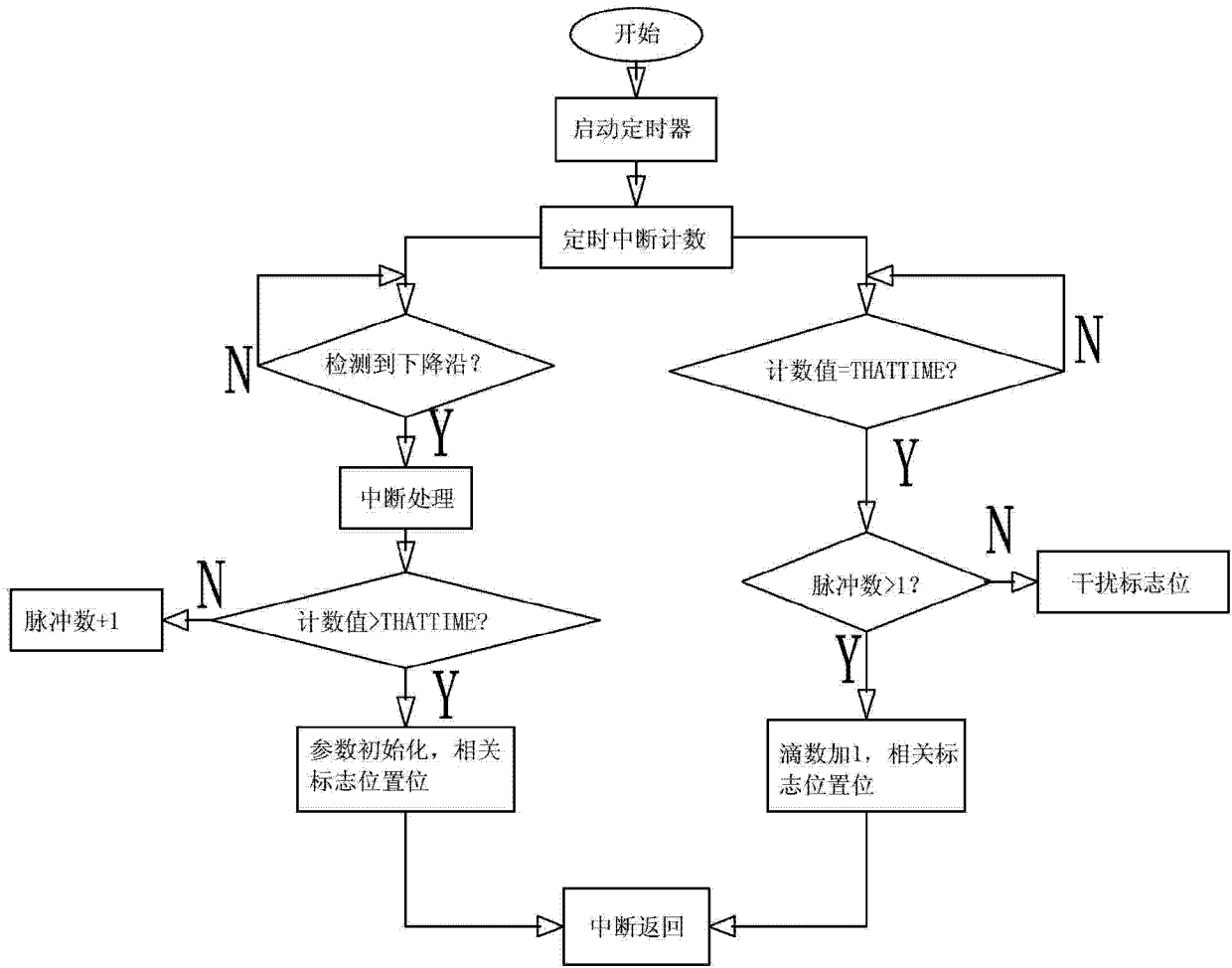


图 17

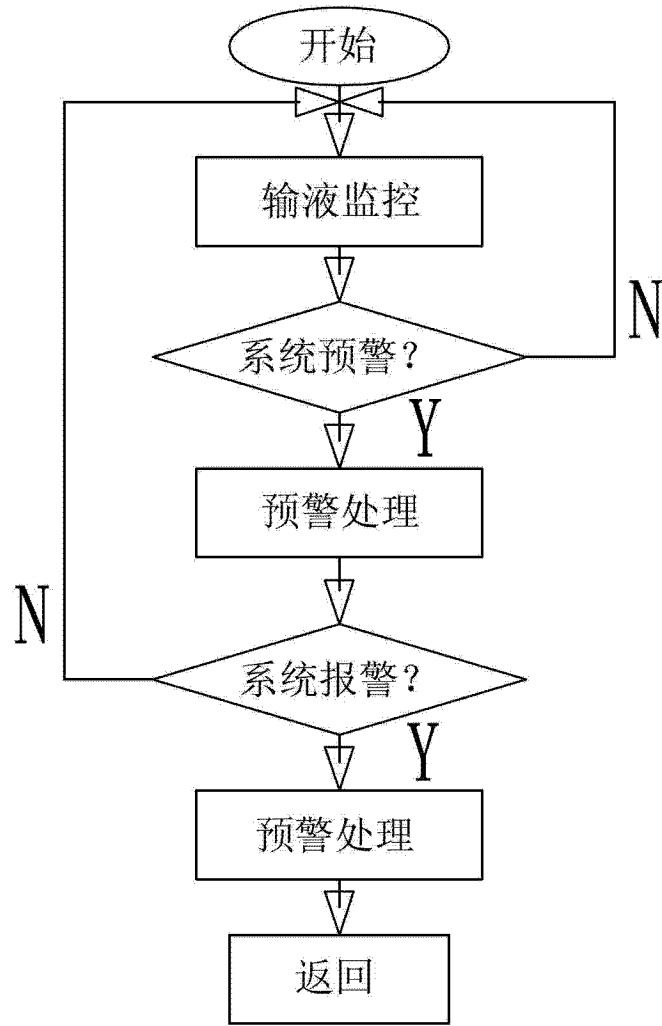


图 18

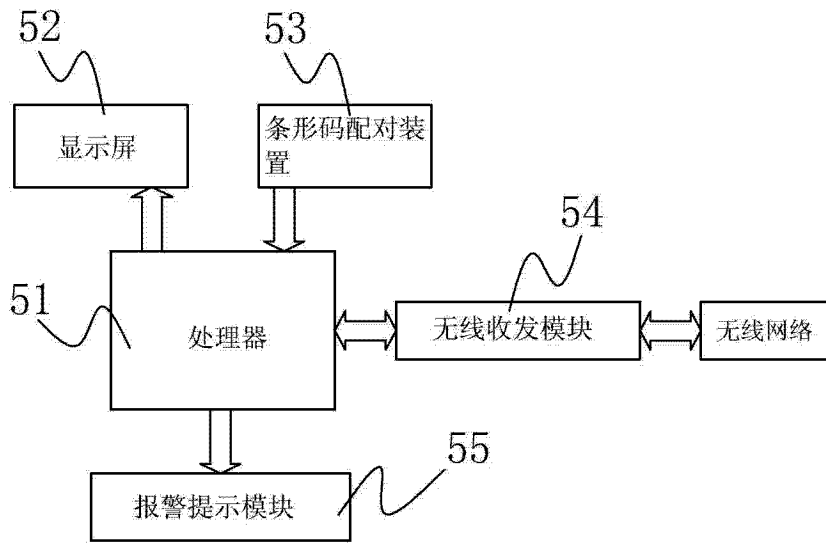


图 19

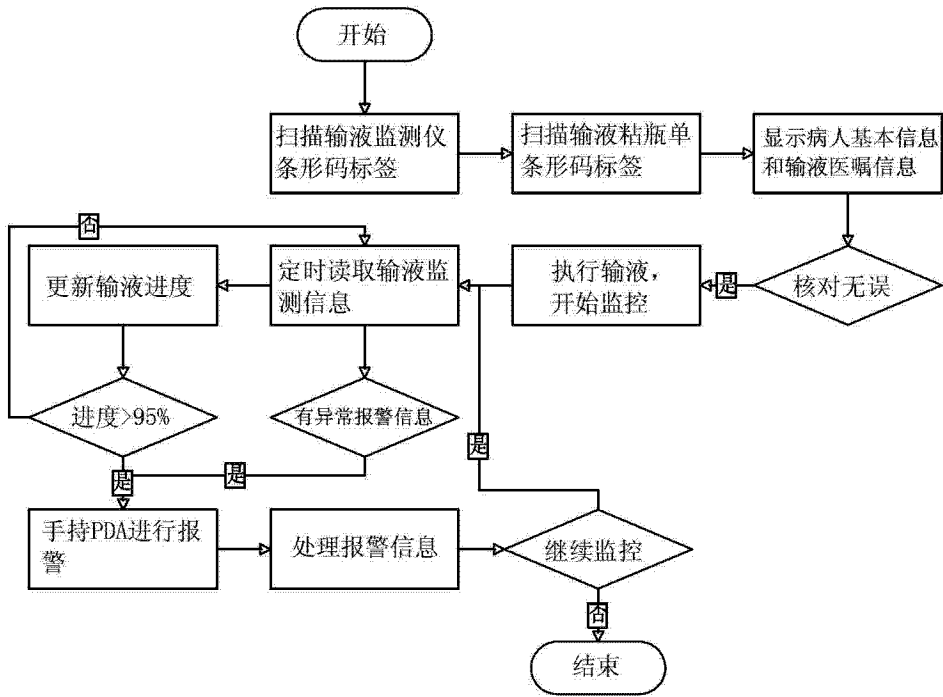


图 20