

# 基于 CCD 的微型快速尿液分析仪的设计

马 腾<sup>1,2</sup>, 廖海洋<sup>1,2</sup>, 黄宗伟<sup>1</sup>

(1 重庆大学光电技术及系统教育部重点实验室 重庆 400044; 2 重庆大学光电工程学院微系统研究中心 重庆 400044)

**摘 要:** 针对家用健康检查监测设备小型化、快速化、易用性的需求,本文分析了传统的各种不同类型的干化学尿液分析仪的优点和不足,提出了一种基于 CCD、LED 和大芯径光纤等构成的微型快速尿液分析检测系统。采用了 ARM7 和  $\mu\text{C}/\text{OS-II}$  嵌入式系统的方案,构建了以 LPC2148 微处理器为核心的硬件平台,采用 LCD 触摸屏模块来进行显示和控制,使仪器具有了友好的人机交互界面,满足了家庭用户的要求。设计了 USB 及无线传输模块,可连接至个人计算机,使用上位机软件进行数据的处理、保存及打印。理论分析和实验结果证明,该设计明显提高了测量速度和精度。

**关键词:** 尿液分析; 试纸; CCD; 光纤; 嵌入式系统

## Design of a miniature rapid urine analyzer based on CCD

Ma Teng<sup>1,2</sup>, Liao Haiyang<sup>1,2</sup>, Huang Zongwei<sup>1</sup>

(1 Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems of the Education Ministry of China, Chongqing 400044, China;

2 Microsystem Research Center, College of Optoelectronic Engineering, Chongqing University, Chongqing 400044, China)

**Abstract:** Based on the requirement with home health instruments in terms of miniaturization, fast testing and easy using, various traditional urine analyzers were analyzed. A miniature rapid urinalysis system based on CCD, LED and large-core optical fiber was proposed. ARM7 and  $\mu\text{C}/\text{OS-II}$  embedded system were adopted into the project which formed a hardware platform with the LPC2148 MPU as its core. LCD touch-screen module was used to display and control which made the man-machine interface friendly and satisfy the requirement of consumers. USB and wireless transmission module were designed to connected with PC. The upper machine was used to process, save and print datum. The results indicate that the design improves the measurement speed and measurement accuracy obviously.

**Key words:** Urinalysis; test paper; CCD; optical fiber; embedded system

## 1 引 言

据相关调查显示,大约半数的人处于“亚健康”状态,如不及时调整或治疗,将很可能影响正常工作和学习的效率,甚至导致疾病。伴随着生活水平的不断提高,人们越来越关心自己的身体健康。而“亚健康”状态多无明显的症状,但通过人体生理参数的监测,便可以有效地判断身体的健康情况。由于正规医疗机构数量有限,很难满足大多数人的需求,而且现代社会工作生活节奏很快,每天去医院检查显然行不

通。尿液分析仪是通过检测人体尿液中相关成分来判断人体健康的一种医疗仪器<sup>[1]</sup>。采用无创伤、非介入检测方法,能够有效地检查身体状况。因为购买医院的大型设备费用高,易用性差,难以维护,所以不适合大多数人使用。因此推出一种便携式的家用尿液分析仪具有非常大的社会和经济意义。

自从 20 世纪 50 年代出现了使用肉眼观测尿液试纸条的测试方法,尿液的化学分析开始进入干化学法的时代。此法利用人眼观察再进行比较得出结果,受人眼主观因素影响,具有较大的系统误差<sup>[2]</sup>。到 20 世纪 70 年代中期,随着计算机及自动化技术的飞速

发展,尿液分析仪的自动化也迅速得到应用,出现了采用热光源球面积分的尿液分析仪。现今,自动化尿液分析仪可以进行多个项目的检测,但多采用步进电机带动试纸条运动来对试纸条的各个试剂块进行逐项测试,有着检测时间长、体积大等缺点。本文设计了一种无机械运动,基于 CCD 传感的尿液分析仪,其体积小、功耗低、速度快,很适合家庭用户的使用。

## 2 原理

本仪器所用尿液试纸采用德国 Bayer 公司的 Multistix 10SG 尿十项试纸,可以测量的项目包括:葡萄糖、胆红素、酮体、比重、潜血、pH、蛋白质、尿胆原、亚硝酸盐、白细胞,并具有很强的抗维生素 C 干扰的能力,如图 1 所示<sup>[3]</sup>。

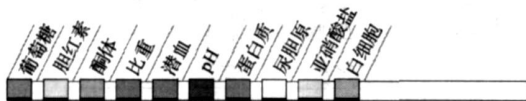


图 1 Multistix 10SG 尿十项试纸

测试时,将试纸条的试剂块全部浸没在尿液中,尿液中的各种成分将和试剂块上的化学成分发生反应,产生颜色的变化。某种成分的浓度越高,颜色的变化就越大,吸收光的量值变化就越大,从而反射的光的量值变化也就越大。也就是说,颜色变化的多少与反射光强的变化量成比例关系,而颜色变化的大小又与尿液中各种成分的浓度成比例关系。所以,只要测得反射光的强度,就可以求得尿液中各种成分的浓度,进而实现对身体健康状况的判断<sup>[4-5]</sup>。

设计采用双波长测定法,就是选一种对一个试剂敏感的作为该试剂块的测定光,再选一种对所有试剂不敏感的光作为参考光<sup>[6]</sup>,2 种光具有不同的波长。理论上讲,每个试剂都会对应一个最佳的测量波长,但受成本以及光源制作工艺的限制,实际选用了 5 种波长的测定光。具体算法如下:

$$R(\%) = \frac{R_{\text{试纸}}}{R_{\text{校准}}} \times 100\% \quad (1)$$

式中:  $R(\%)$  为总反射率;  $R_{\text{试纸}}$  为试纸条的反射率;  $R_{\text{校准}}$  为校准条的反射率。

$R_{\text{试纸}}$  和  $R_{\text{校准}}$  通过如下的方法求得:

$$R_{\text{试纸}} = \frac{T_m}{T_s} \quad (2)$$

$$R_{\text{校准}} = \frac{C_m}{C_s} \quad (3)$$

式中:  $T_m$  为试剂块对测定光的反射强度;  $T_s$  为试剂块对参考光的反射强度;  $C_m$  为校准条对测定光的反射强度;  $C_s$  为校准条对参考光的反射强度。

$R_{\text{校准}}$  是通过把校准条放置在分析仪中测量而得。在校准的过程中仪器调整 LED 的电流使得发光强度一致,然后测量并存储  $R_{\text{校准}}$  的数据。用户再用试纸条检测得到  $R_{\text{试纸}}$ ,从而计算出结果。

通过式(2)、式(3)分别对试剂块和校准条的测量结果进行了归一化,然后式(1)又再次对结果进行归一化处理,有效地减少了如杂散光、电路中信号转换等因素引起的误差,提高了测量结果的准确性。

## 3 光电检测系统的结构

无机械传动的光电检测系统由试纸仓和 CCD 接收 2 个模块组成,具体结构如图 2、图 3 所示。试纸仓模块由试纸匣、检测基座、顶盖、多波长 LED 光源等组成,其中 M5 螺栓和 M5 螺母用来安装固定。检测时,把浸好尿液的试纸条(或校准条)放入试纸匣,并推入检测基座中去;然后开始检测,通过自动控制固定在顶盖上的 20 个多波长的 LED 分时发光,照射在对应的试剂块上;反射光由固定在顶盖上的孔 A 等 10 个孔内的大芯径光纤传输至 CCD 上。

CCD 接收模块由 CCD 芯片、CCD 掩盖件和大芯径光纤组成。掩盖件能够与 CCD 芯片紧密结合,两端由螺栓固定在 PCB 板上,且整体为黑色,能够减小

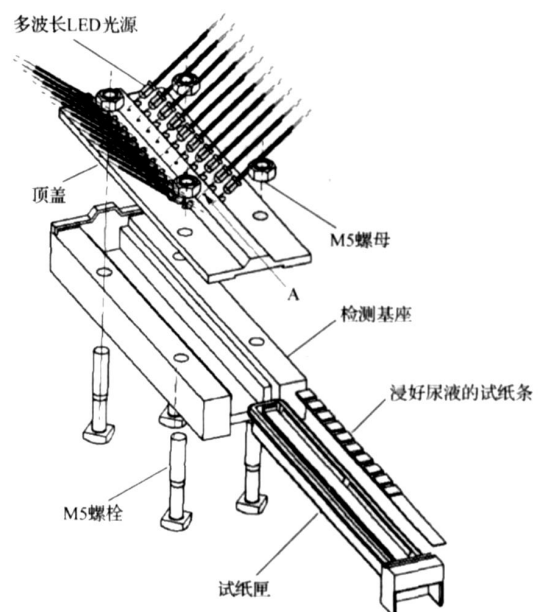


图 2 试纸仓模块结构图

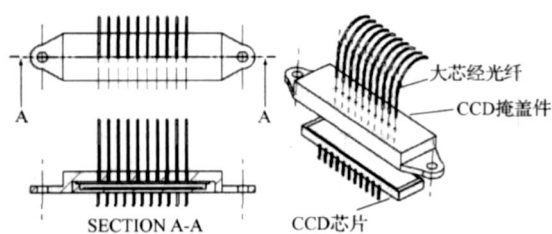


图3 CCD接收模块结构图

背景光的影响。10根光纤通过遮盖件顶部的通孔固定在 CCD 表面,间隔适当的距离,有效地降低了光纤间干扰。

所选用的高亮度 LED 的波长分别为 470 nm、525 nm、565 nm、625 nm、660 nm 和 845 nm 6 种,多波长的设计使得测量更有针对性,测量数据更有效。为减小多个光源的干扰,选用小型聚光的 LED。传输反射光的大芯径多模光纤为  $200\ \mu\text{m} \pm 4\ \mu\text{m}$  的芯径,  $500\ \mu\text{m} \pm 30\ \mu\text{m}$  的外径,有着很高的频宽,能够完整地传输试剂块的反射光。选择了合适的光纤数值孔径,进一步降低了杂散光的影响。并且光纤长度只有 10 cm 左右,损耗很小,能够有效地传输信号至 CCD。

整个系统没有机械电机传动,因此大大提高了测量速度,降低了误差,并减小了功耗。因为使用对象为家庭用户,使用频率相对医院来说要小得多,所以不需要额外添加负压泵等吸残液装置,而在试纸匣上设置放置试纸条(或校准条)的凸台,并在凸台四周的围栏上开槽,可以使残余尿液流入试纸匣的底部,使用过后可以把试纸匣拿出进行冲洗。这样进一步缩小了体积,降低了功耗。光纤距离试剂块不到 3 mm,并且在每根光纤间设计了挡板进行隔离,减小了杂散光的干扰。检测基座后部设计了唇口,紧密的固定顶盖,并把检测装置内部漆成黑色,以减小背景光的干扰。整个试纸仓系统只有 LED 冷光源消耗极小的功率,全部 LED 的功耗不大于 500 mW。本设计也不需要滤光片,因为分时多条光纤的方式很好地解决了很多尿液分析需要滤光片或滤光片轮的问题。由于以上的新设计和新结构,使得仪器体积小,总体结构简单,因此故障率小、精度高。

## 4 嵌入式系统的设计

### 4.1 硬件电路设计

嵌入式尿液分析仪的硬件系统如图 4 所示,主要包含了主控、电源及复位、LCD 触摸屏、LED、光电传

输模块、CCD 及 USB 和无线传输等 7 个功能模块。通过 LED 模块分时发出多波长的光照射在试剂块上,反射光通过光纤传输至 CCD 模块,并由 CCD 芯片转换成电信号,然后通过 A/D 转换为数字量并传送到主控单元。微处理器计算得到每个试剂块的反射率,然后查询数据库得出相应的浓度值或区间。并将结果显示在 LCD 触摸屏上,或通过 USB 及无线传输模块传输至计算机进行数据的处理、打印以及网络传输等应用。

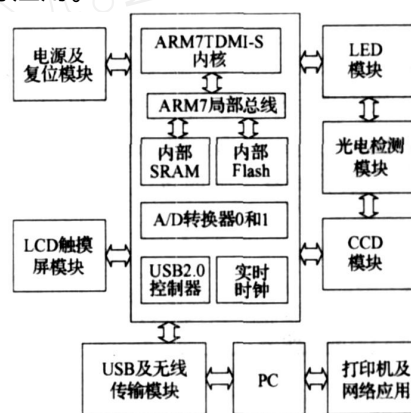


图4 嵌入式系统原理框图

设计采用了基于 ARM7TDMI-S 内核的微控制器 LPC2148,集成度非常高。内嵌 40 KB 的片内静态 RAM 和 512 KB 的片内 Flash 存储器,片内集成 ADC、DAC 转换器,看门狗,实时时钟 RTC,2 个 UART,2 个 I<sup>2</sup>C 还有 SPI 等多个总线接口,及 USB 2.0 全速接口。方便扩展 USB 接口、JTAG 调试接口、触摸屏,外扩芯片少,而且采用超小的 LQFP64 封装,使得仪器的微型化得到了保证。而且电路相对简单,降低了开发和生产的成本。芯片可以实现最高 60 MHz 的工作频率,有着较强的功能,能够满足嵌入式系统  $\mu\text{C}/\text{OS-II}$  及人性化的人机界面的要求。

主电源系统采用 3 种供电方式,即:外接变压器供电、干电池供电和 USB 接口自供电。方便用户按需选择,并对模拟电源和数字电源进行隔离,保证了 A/D 转换的精度。并在主控板上采用纽扣电池,对 RTC 时钟单独供电,使得在没有外部电源时,时钟仍然能够正常运行,为测量结果提供时间数据。

LED 模块采用 16 通道恒流下沉式 LED 驱动器 TLC5940,具有可单独调节的 4 096 级灰度脉宽调制 (PWM) 亮度控制以及 64 级点校正功能。能够通过 CCD 测量每个 LED 的亮度,由 LPC2148 通过 PWM 通道控制通过 LED 电流的大小,从而使 LED 之间的

亮度保持一致,进一步提高测量的准确性。

其他功能模块如无线传输模块采用单片射频收发器 nRF905,通过 SPI 与 LPC2148 通信进行数据的发送,接收端与 PC 通过 USB 接口相连。CCD 模块采用高灵敏度、低暗电流的线阵 CCD 图像传感器 TCD1206SUP,并用 CPLD 进行驱动。

#### 4.2 软件实现

嵌入式操作系统采用专为微处理器设计的实时操作系统  $\mu\text{C}/\text{OS-II}$ 。它具有可剥夺的实时内核,并提供任务调度与管理、时间管理、任务间同步与通信、内存管理和中断服务等功能。它的绝大部分采用标准的 ANSI C 编写,而且代码长度短<sup>[7]</sup>。只需修改少量的与处理器相关的部分,就可方便地移植到 LPC2148 中去,开发的工作量小。移植结果表明, $\mu\text{C}/\text{OS-II}$  使用在没有外扩存储器的 LPC2148 系统上是成功的。然后分模块编写了数据采集、数据处理、LCD 显示等程序,并且在 PC 上用 VC++ 编写了尿液分析仪的上位机软件,方便通过 USB 接口或无线网络控制仪器进行检测,并接收检测结果,以进行进一步的处理。尿液分析仪的软件界面如图 5 所示。

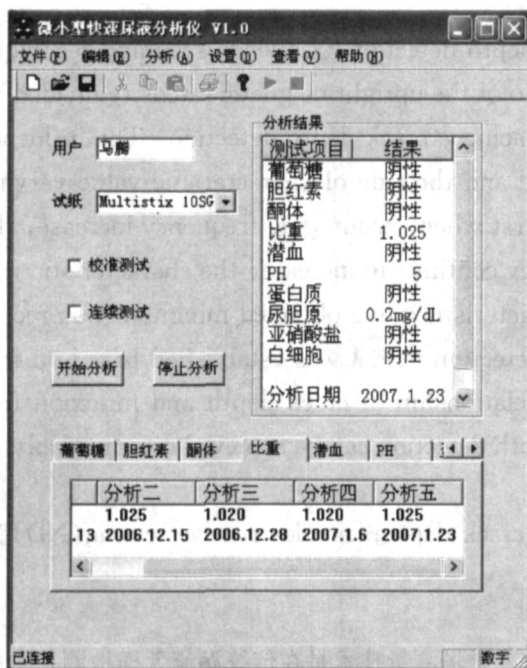


图 5 尿液分析仪的软件界面

仪器连接至计算机后可以通过本软件,建立个人健康档案,并可以设置参数并进行检测,然后进行结果的保存、打印,而且下一步可以开发通过因特网将健康参数传输至医疗机构。

## 5 结 论

通过与德国 Bayer 公司的 Clinitek Status 尿液分析仪的测试结果和医院临床测试相结合进行对比,表明该仪器精度能够满足家庭健康检测的需求。针对尿液干化学分析法,本文设计了新型的检测手段,提高了尿液检测的速度和精度。整个系统采用性价比很高的 ARM7 嵌入式平台,在保证低成本的前提下,有效改善了仪器的人机界面,使得专业的尿液分析仪走进家庭成为可能。并且系统具有无线通信的功能,方便下一步实现个人-仪器-医疗机构一体化的健康检测网络。

#### 参考文献

- [1] 丛玉隆,马骏龙. 当代尿液分析仪技术与临床[M]. 北京:中国科学技术出版社,1998:34-57.
- [2] CARLSON D A, STATLAND B E. Automated urinalysis[J]. Clin Lab Med,1988,8(3):449-461.
- [3] Bayer Corporation. Multistix 10SG package insert[EB/OL]. <http://www.labnews.de/en/products>, 2005-11-12.
- [4] ALFRED H, HELEN M. Urinalysis in clinical laboratory practice[M]. Cleveland: CRC Press, 1976:39-56.
- [5] FOWLIS G A, WATERS J, WILLIAMS G. The cost effectiveness of combined rapid tests (Multistix) in screening for urinary tract infections[J]. Royal Soc. Med,1994:681-682.
- [6] CLEMENS A H, HURTLE R L. Automatic system for urine analysis. I. System design and development [J]. Clinical Chemistry,1972,18(8):789-793.
- [7] LABROSSE J J. 嵌入式实时操作系统 UC/OS-II[M]. 2版. 邵贝贝,译. 北京:北京航空航天大学出版社,2003.