

文章编号: 2095-2163(2021)10-0082-07

中图分类号: TH776

文献标志码: A

基于光纤颜色传感器的尿液成分分析

张瀚文¹, 严荣国¹, 许任兴¹, 范颖超²

(1 上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093; 2 上海市杨浦区市东医院 检验科, 上海 200093)

摘要:设计一种可以家用的高增益、低噪声的尿液多联试剂带颜色识别装置,通过将光纤颜色传感器与CIELab色差公式结合,实现多联试剂带的识别。入射LED光源经过同轴光路照射到尿试剂带所得到反射光信息,将其中的镜面反射光与干扰剔除得到漫反射光强,并通过粒子群算法将灰度值转变为RGB值。在得到RGB值后使用CIELab建立标准颜色卡与被测尿试剂条的色差模型,从而快速准确地分析出患者尿液中各项指标。实验表明,用该方法检测出的结果与医院的分析结果进行对比,准确率能达到96.1%,实验表明该系统对干化学尿液试剂条识别足够准确,验证其具有临床可行性,对医生了解患者的方式有进一步的指导意义。

关键词:拉曼光纤放大器;漫反射光谱;CIELab色差公式;粒子群算法

Urine composition analysis based on an optical fiber color sensor

ZHANG Hanwen¹, YAN Rongguo¹, XU Renxing¹, FAN Yingchao²

(1 School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China; 2 Department of Clinical Laboratory, Shidong Hospital, Yangpu District, Shanghai 200093, China)

[Abstract] The paper designs a high-gain, low-noise urine multi-linked reagent strip color recognition device that can be used at home. By combining the optical fiber color sensor with the CIELab color difference formula, the identification of the multi-link reagent strip is realized. The incident LED light source irradiates the urine reagent strip through the coaxial light path to obtain the reflected light information. The specular reflection and interference are eliminated to obtain the diffuse reflection light intensity, and the gray value is converted to RGB value through the particle swarm algorithm. After obtaining the RGB value, CIELab is used to establish the color difference model between the standard color card and the tested urine reagent strip, so the indicators of patients are quickly and accurately analyzed. The experiment shows that the accuracy rate could reach 96.1%. The results demonstrate that the system is accurate enough to identify the dry chemical urine reagent strips, which verifies its clinical feasibility and has further guiding significance for doctors to understand patients.

[Key words] Ramar fiber amplifier; diffuse reflectance spectrum; CIELab color difference formula; Particle Swarm Optimization

0 引言

尿常规检查是一种对肾功能进行体外无创活检的常用方式,可以及时反映肾、膀胱、尿道等器官出现的问题。常用的尿液无形成分检查需要将干化学尿试剂条(Urine Reagent Strip, URS)浸润尿液后进行半定量分析^[1-3],目前主要有3种方式。第一种是利用不同波长的发光二极管(Light Emitting Diode, LED)依次照射试纸条,根据光敏元件接收到不同颜色对应的反射光强,获取试纸条对应项的颜色值;第二种采用白光光源照射试剂带,利用颜色传感器获取试纸条对应项的颜色值;第三种采用白光光源照射试剂带,利用积分球放大信号后由电荷耦合组件(Charge Coupled Device, CCD)图像传感器以图像的形式接收不同颜色的反射光强,然后通过图像

处理获取试纸条对应项的颜色值。其中,第一种和第二种都具有成本低,装配简单等优点,但其采集到的光信号较弱,易受到干扰,导致结果偏差。第三种光学系统检测准确、不易受环境影响,但对光源要求较高,且其价格也相对较高,不适合在家庭中普及应用。通常,半定量分析采用的神经网络算法、无监督学习、模糊算法等的算法理论与实现都较为复杂,难以在MCU上实现,使其不适合在家用小型尿液成分分析仪上运用^[4-5]。

针对上述问题,本文提出一种基于光纤颜色传感器的尿液成分分析装置,可通过光纤放大器将光敏元件接收采集到的光信号进行低噪声放大,并使用与人眼视觉最为匹配且便于在MCU上运行的CIELab颜色空间坐标系进行半定量分析。该装置具有体积小成本低、低噪声高增益、检测结果准确等

作者简介:张瀚文(1997-),男,硕士研究生,主要研究方向:医用检验仪器;严荣国(1975-),男,博士,副教授,主要研究方向:医用检验仪器。

通讯作者:严荣国 Email: yanrongguo@usst.edu.cn

收稿日期:2021-07-20

优点。从而使得尿液成分分析仪的家用化、易用化以及对病人的肾功能、连同泌尿系统在一定程度上实时监测成为可能^[6-8]。

1 光纤检测系统设计

光纤检测系统结构设计原理如图 1 所示。由图 1 可知, 光纤检测系统由光纤颜色传感器、光纤放大器、MCU 组成。其中, 光纤颜色传感器在收集试纸的光信号后送至光纤放大器将信号特征放大并传输给 MCU, MCU 会对光纤放大器输出的电信号进行处理。计算得到试剂块的漫反射比即可得到尿液中各成分的浓度。光信号是试纸上各个试剂块与尿液接触后所发生的颜色变化的直接反馈, 可以间接反应尿液中所包含成分的多少。

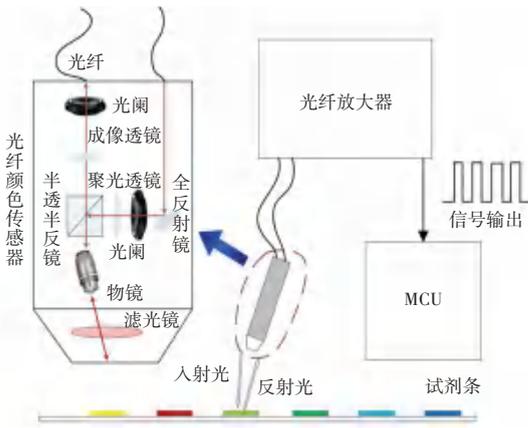


图 1 结构原理图

Fig. 1 Structural schematic diagram

1.1 光路系统设计

光路系统是为了能使颜色传感器同时接收被测物反射光学信息的一套系统, 主要由视场光阑、孔径光阑、物镜、聚光镜、滤光镜以及光敏二极管组成。光纤颜色传感器所采用的为同轴光路^[9], 其原理见图 1。

同轴光路系统的发射光和反射光为同一光路, 其对镜面反射与物面跳动的干扰有良好的抑制作用, 并且能够接收被测物的镜面反射光与漫反射光, 使其对被检测的颜色分析更加精确。

1.2 光纤放大器

光纤放大器 (Optical Fiber Amplifier, OFA) 是一种运用于光纤通信线路当中, 将输入信号放大的全光放大器。光纤中的电子在泵浦电子射入后受激从基态跃迁到高能级, 此时处于高能级的电子在接收到输入信号后回到振动态, 同时释放出与输入信号相同频率、相同相位、相同方向的低频斯托克斯光子^[10-12]。

根据以上原理, 可以得到拉曼光纤放大器的基本结构如图 2 所示。由图 2 可知, 泵浦光由激光器

产生后经过光隔离器进入波分复用器 (Wavelength-Division Multiplexer, WDM)。在波分复用器中与输入信号进行耦合后进入光纤, 在光纤中利用受激拉曼散射效应使能量从泵浦光向信号光发生迁移, 从而使信号光得到放大。

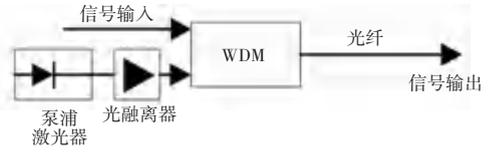


图 2 拉曼光纤放大器的基本结构

Fig. 2 The basic structure of Raman fiber amplifier

在忽略光纤损耗以及泵浦光与信号光之间的相互作用, 可以采用简化的拉曼耦合波微分方程^[13-15], 即:

$$\pm \frac{dP_k}{dz} = -\alpha_k P_k + \sum_{j=1}^{k-1} \frac{g_{vj}(v_{jM} - v_k)}{K_{eff} A_{eff}} P_j P_k - \sum_{j=k+1}^{m+n} \frac{v_k g_{vk}(v_k - v_j)}{v_j K_{eff} A_{eff}} P_j P_k \quad k = 1, 2, \dots, n+m \quad (1)$$

其中, n 和 m 分别为泵浦波长与信号波长数量, 并且 $k \leq n$ 时, P_k 为第 k 个泵浦光的功率; 当 $k \geq n$ 时, P_k 表示第 $k-n$ 个输入信号的功率; g_{vi} 表示泵浦光的增益, 为泵浦光与输入信号在光纤中的损耗; A_{eff} 是光纤的有效面积; K_{eff} 是偏振因子^[16]。

1.3 光电放大电路

光电处理即将光谱信号转变为电压信号, 由于光谱信号在转换为电压信号时非常微弱, 因此可推得多级级联放大器噪声系数的计算公式为:

$$F_n = F_{1n} + \sum_{i=2}^k \frac{F_{in}}{i-1} \prod_{j=1}^i A_j \quad k = 1, 2, 3, \dots \quad (2)$$

其中, F_n 为多级级联放大器的总噪声系数; F_{in} 为第 i 级放大器噪声系数; A_j 为第 j 级放大器的放大倍数。

由式(2)可知系统的总噪声系数主要来自第一级放大器的噪声系数 F_{1n} 的影响, 其后的各级放大器对总噪声系数的影响较小。因此增加第一级放大器的增益, 并减小其噪声是降低整个放大电路噪声最有效的方法。

因此, 根据以上要求, 研发得到色标传感器的光学处理电路如图 3 所示, 选用 Analog 公司的 AD8638 运算放大器, 有着增益高、失调小、共模抑制比高、漂移低等优点。将光电二极管直接与放大器的同相端与反向端相连, 使其产生的小电流通过第一级运放放大, 可以得到经第一级运放后的输出电压为:

$$V_{01} = I_{sc} R_2 (R_3 + R_4) / (R_2 + R_4) \quad (3)$$

其中, I_{sc} 为光电二极管反向导通电流, $R_2(R_3 + R_4)/(R_2 + R_4)$ 为反馈电阻的阻值。

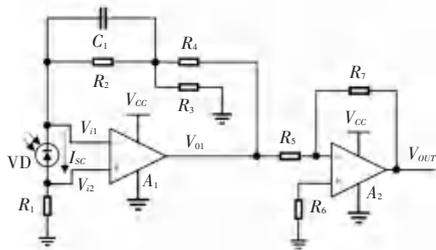


图3 光电放大电路

Fig. 3 Photoelectric amplifier circuit

由于电阻是将电能转化为内能的电子元器件, 因此不可避免地会产生热噪声, 电阻上的热噪声电压均方值为:

$$V_N^2 = 4kTR_f \Delta f \quad (4)$$

其中, V_N^2 为电阻上热噪声的电压均方值; k 为玻耳兹曼常数; R_f 为反馈电阻; Δf 为等效噪声带宽; T 为热力学温度。

由式(4)可知, 为了得到较高的增益所引入的大反馈电阻, 不可避免地会使热噪声增大。因此, 引入T型电阻网络代替单一反馈电阻, 在得到高增益的同时, 减小了热噪声的产生。另外引入容值较小的电容 C_1 , 降低高增益所可能带来的低频振荡, 使整体光电处理电路有更好的动态特性。

2 设计原理

2.1 漫反射光检测

图4为试剂带的结构图, 表面的尼龙膜能阻止生物大分子进入试剂层, 保护其不受污染, 底部的吸水层可以将多余的尿液吸收, 也防止入射光发生透射。试纸层在浸润过尿液后, 会形成大量的漫反射体。由图4可知在检测块的表层会发生镜面反射, 而部分光在进入漫反射体后经反射、折射、衍射后形成漫反射, 并且当被测试剂条的检测部分足够厚时可以忽略光的透射对检测的影响, 通过对漫反射光采集并检测就可以分析得到成分与浓度等相关信息^[17-21]。

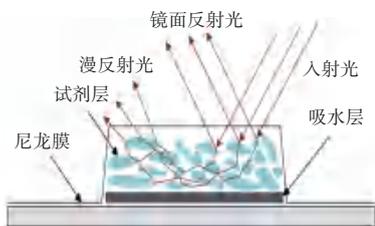


图4 试剂带反射示意图

Fig. 4 Schematics for reagent strip with light reflection

根据 Kubelka-Munk 理论, 光线入射后的反射率与试纸反应部分的光吸收系数、散射系数以及漫反射光的吸收度有如下关系:

$$R_{\infty} = 1 + \frac{K}{S} - \sqrt{\frac{2K}{S} \frac{K}{S} + 2 \frac{K}{S} \frac{K}{S}} \quad (5)$$

其中, R_{∞} 为被测样品厚度大于透射深度时的漫反射比; K 为试剂带的吸收系数; S 为散射系数, 将式(5)经变换可得:

$$F(R_{\infty}) = \frac{K}{S} = \frac{(1 - R_{\infty})^2}{2R_{\infty}} \quad (6)$$

式(6)的左侧为 Kubelka-Munk 函数 $F(R_{\infty})$, 可以得到当反应部分厚度与散射系数不变时, 反射率仅与吸收系数有关, 由于吸收系数 K 与物质浓度满足比尔定律 $K = \epsilon C$, 即吸收系数与待测样品浓度 C 成正比。因此只要测得检测试剂块的漫反射比即可得到被测尿液对应的物质的量浓度^[22-25]。

2.2 数据预处理

在经过光电处理电路和 AD 转换器之后得到的 10 位二进制数字量, 并不是被测试剂条的 RGB 值。因此还要对该数据加以预处理才能进行后续操作。

粒子群算法 (Particle Swarm Optimization, PSO) 是一种常用的元启发式算法 (Meta-Heuristic Algorithm)。这是一种模拟鸟群运动, 并广泛运用于提高算法精度且易于被程序所实现的一种算法。在 PSO 算法中有许多粒子, 每一个粒子都有自己的速度和位置。在粒子速度更新方程中, 速度受到当前速度的个体最佳点 ($pbest$) 和全局最佳点 ($gbest$) 所影响。在粒子位置更新方程中, 位置受到当前位置和新的更新速度所影响。研究推得的数学方程为:

$$v_i(t+1) = wv_i(t) + \eta_1 rand_1 \times [pbest_i - x_i(t)] + \eta_2 rand_2 [gbest_i - x_i(t)] \quad (7)$$

$$x_i(t+1) = x_i(t) + v_i(t+1) \quad (8)$$

式(7)中, $pbest_i$ 与 $gbest_i$ 分别表示第 i 个粒子的个体最佳位置与全局最佳位置; w 为惯性权重; η_1 与 η_2 分别表示加速系数; $rand_1$ 与 $rand_2$ 为 0-1 的随机数。在设置速度限制与迭代次数之后, 每个粒子会分别在各自划定的区域内寻找问题的最优解^[26]。

2.3 RGB 值转换

光电传感器在接收到经放大的反射光后, 将光强转化为电压信号。电压信号经 AD 转换器后即可得到所测物体的亮度信息。灰度值可以表现图像中各点的颜色以及亮度的特征^[27]。研究中求得某点的 RGB 值即可将其转换为灰度值, 由此可知当单色通道光被光电传感器接收后, 其单色通道光强本身就是

一幅灰度图。故而,可以通过在颜色传感器的光路系统前端增加滤光镜,使得 LED 发出的光经被测试纸条反射到颜色传感器上的光为单色光。由于光电处理电路得到的电压值与该单色光的颜色值成线性关系,这样就可以得到被测物体的对应的颜色值^[28]。

使用红色滤光镜以及 RGB 色标卡得到的 10 位 AD 转换器与红色颜色值的关系如图 5 所示。图 5 中,横坐标为红色的颜色值,纵坐标为 10 位 AD 转换器输出的数据。

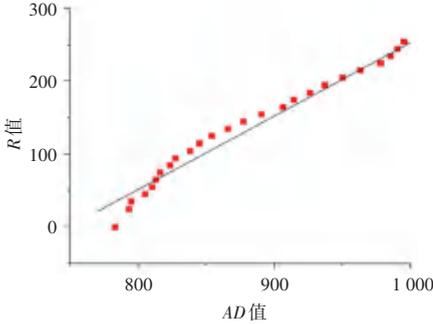


图 5 AD-R 值拟合结果

Fig. 5 AD-R value fitting result

观察可得实验得到的散点图存在线性关系,因此通过粒子群算法设立目标函数,即:

$$C = (P_3 - P_1) \times P_2 - (P_4 - P_2) \times P_1 \quad (9)$$

$$d_i = \frac{|(P_1 - P_2) \times x_i - (P_3 - P_1) \times y_i + C|}{\sqrt{(P_1 - P_3)^2 + (P_2 - P_4)^2}} \quad (10)$$

$$D(i) = \sum_{i=1}^n |d_i| \quad (11)$$

在式(9)~(11)中, P_1 、 P_2 、 P_3 和 P_4 分别为目标拟合直线上两点的横纵坐标,也是粒子群算法中的最佳点位置; x_i 为每个检测点的横坐标; y_i 为每个检测点的纵坐标; d_i 为每个点到直线的距离; $D(i)$ 为粒子群算法的目标函数,即找出 2 个点所构成的直线使其到各个点的直线距离最小。该算法求得的最佳拟合直线方程为 $y = 0.965x - 755.632$,结果见图 5。

对拟合结果进行线性回归方程分析,得到相关系数 $r^2 = 0.9814$ 、 $F = 1213.0965$ 。查表可知 $F_{0.05}(1, 24) = 249.05 < F$,因此这些数据点集具有线性回归性。

2.4 系统误差的消除

由于色标卡与干化学试纸条的材质不同,因此在进行检测时可能会影响所接受反射光的强度。pH 与葡萄糖修正前后的结果对比如图 6 所示。由修正前检测结果与色标卡检测结果的折线图可知,每个点之间都存在一定的偏差。因此需要对检测的数值进行配准,即引入补偿值降低外部环境对检测结果的影响^[29]。

为了计算补偿值,因此调配 pH 值和葡萄糖两种经过标定的溶液后,将其分别滴于干化学试纸上,并使用颜色传感器对其试纸进行检测。检测结果相较于色标卡的测定值有明显的偏差。因此需要在检测结束以后,为红色测定值 $R_m(k)$ 和蓝色测定值 $B_m(k)$ 增加补偿量 $\Delta\theta_R(k)$ 和 $\Delta\theta_B(k)$,对其进行配准。以达到色标卡的测量值 $R(k)$ 和 $B(k)$ ^[30]。对应的数学公式可写为:

$$\begin{cases} R(k) = R_m(k) + \Delta\theta_R(k) \\ B(k) = B_m(k) + \Delta\theta_B(k) \end{cases} \quad (12)$$

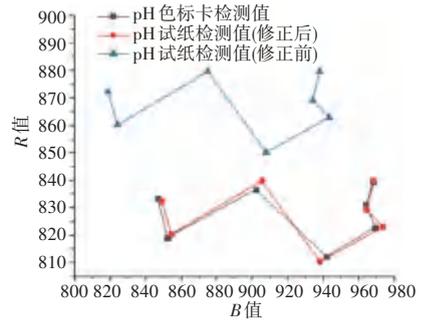
式(12)中的补偿量 $\Delta\theta_R(k)$ 和 $\Delta\theta_B(k)$ 受外界多方面因素影响难以直接测得。因此可以建立函数:

$$fit = (R(k) - R_m(k))^2 + (B(k) - B_m(k))^2 \quad (13)$$

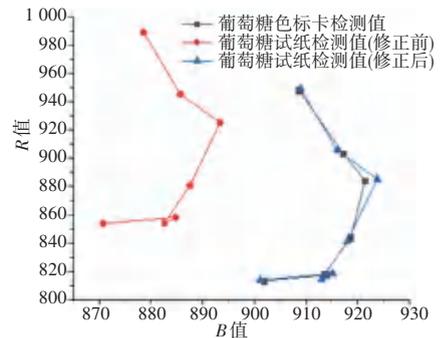
利用 2 次检测结果的轨迹无限逼近去寻找最适合的补偿量 $\Delta\theta_R(k)$ 和 $\Delta\theta_B(k)$,以达到检测结果之间的互异程度最小。因此可以得到粒子群算法的目标函数为:

$$Fit(k) = \sum_{i=1}^k fit(i) \quad (14)$$

基于式(14)得到偏移量 $\Delta\theta_R(k) = 30.75$, $\Delta\theta_B(k) = -39.87$,经补偿的轨迹图见图 6。图 6 中,纵轴为 R 值,横轴为 B 值,试纸检测值经补偿后更为接近色标卡的检测值。



(a) pH 修正前后结果对比



(b) 葡萄糖修正前后的结果对比

图 6 pH 与葡萄糖修正前后的结果对比

Fig. 6 pH and glucose comparison results before and after calibration

2.5 色差模型建立

在得到经过预处理的被测试纸以及色标卡的 RGB 颜色值后,需要对 2 组数据进行色差分析。在该实验中使用了 CIELab 色差公式对检测值进行分析。但在对色差进行分析之前,首先需要将 RGB 颜色值进行变换得到 CIELab 颜色空间中的 3 个刺激值 X 、 Y 、 Z 。转换过程如下:

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.4124 & 0.3576 & 0.1805 \\ 0.2126 & 0.7152 & 0.0722 \\ 0.0193 & 0.1192 & 0.9505 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} R \\ G \\ B \end{pmatrix} \quad (15)$$

$$\begin{cases} L = 116f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - 16 & \frac{Y}{Y_n} > 0.008856 \\ L = 903.3\left(\frac{Y}{Y_n}\right) & \frac{Y}{Y_n} \leq 0.008856 \end{cases} \quad (16)$$

$$a = 500\left[f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right)\right]$$

$$b = 200\left[f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right)\right]$$

其中, X_n 、 Y_n 、 Z_n 为标准光源的三刺激值,在本实验中取 $X_n = 95.046$, $Y_n = 100.00$, $Z_n = 108.575$ 。

同时,本次研究还会用到:

$$\Delta E_{00} = \sqrt{\frac{\Delta L^2}{K_L S_L} + \frac{\Delta C_{ab}^2}{K_C S_C} + \frac{\Delta H_{ab}^2}{K_H S_H} + R_T \frac{\Delta H_{ab}}{K_C S_C} \frac{\Delta H_{ab}}{K_H S_H}} \quad (17)$$

在计算式(17)前,先要计算彩度 C_{ab} 、心理色相角 h'_{ab} ,可通过如下公式得到:

$$\begin{cases} h' = \tan^{-1} \frac{b}{a} \\ a' = (1 + G) \times a \\ C_{ab} = \sqrt{(a')^2 + b^2} \\ G = 0.5 \times \frac{1}{e} - \sqrt{\frac{C_{ab}^7}{C_{ab}^7 + 25^7}} \\ \Delta H_{ab} = \sin \frac{2\theta}{e} \times 2 \times C_{ab} \end{cases} \quad (18)$$

其中, G 为 a 轴的调整因子, \bar{C}_{ab} 为经综合采样的样品色。

式(17)中的权重系数 S_L 、 S_C 、 S_H 、 R_T 通过下式计算得到:

$$\begin{cases} S_L = 1 + \frac{0.015 \times (\bar{L} - 50)^2}{\sqrt{20 + (\bar{L} - 50)^2}} \\ S_C = 1 + 0.045 \times \bar{C}_{ab} \\ S_H = 1 + 0.015 \times \bar{C}_{ab} \times T \end{cases} \quad (19)$$

式中, $T = 1 - 0.17\cos(\bar{h}' - 30^\circ) + 0.24\cos(2\bar{h}') + 0.32\cos(3\bar{h}' + 6^\circ) - 0.20\cos(4\bar{h}' - 63^\circ)$

$$\begin{cases} R_T = -\sin(2\Delta\theta) \times R_C \\ R_C = 2 \sqrt{\frac{\bar{C}_{ab}^7}{\bar{C}_{ab}^7 + 25^7}} \end{cases} \quad (20)$$

其中, $\Delta\theta$ 是由色调决定的旋转角, R_C 是根据彩度变化的旋转幅度^[31-32]。研究中,计算得到上述的权重后还需要旋转合适的校正系数 K_L 、 K_C 、 K_H 。由于本文的实验条件符合 CIELab 色彩空间所要求的标准条件,因此设置 $K_L = K_C = K_H = 1$ ^[33]。

3 实验结果及分析

在将干化学试纸上检测部分的浸润尿液之后,放置到装有滤光镜的光纤颜色传感器下。由于在红色滤光镜与蓝色滤光镜下,色标卡之间的各个色块已经拥有各自足够明显的特征值。因此本次实验中所检测的颜色值仅包含红色颜色值与蓝色颜色值。在检测试剂带上各个色块的颜色 AD 值并转换为颜色值后与之前检测的标准色标卡比对,取 CIELab 色差公式计算结果最小的标准色标卡结果为该被测样品的化验结果,样品来自于 30 岁的女性患者,具体试验结果见表 1。

通过表 1 的试验结果可以得知,通过光纤颜色传感器对患者的尿液成分进行定性分析的结果具有一定的可靠性,该患者的检测结果与医院的检测结果吻合,但单个病人的结果无法表现仪器的可靠性。因此为了测试仪器的可靠性,通过对上海市杨浦区市东医院 30 位病人、共 360 组数据进行试验分析,运行得到的实验结果如图 7 所示。

图 7 中,纵轴为仪器测试结果与经医院检测的标准结果的 CIELab 色差值,横轴为各项检测项目,折线表示一位病人的 12 项检测结果。经实验得到的颜色值与其对应检测项目的标准色标卡中各个色块的颜色值通过 CIELab 色差公式得到的最大色差值为 6.78。同时结合实验当中结果与医院所检测结果不吻合的部分数据,因此将检测阈值定为 10,即

当检测结果与医院所给定的结果色差值大于 10 时, 则认定该次实验结果不准确。图 7 的 360 组数据

中, 共有 346 组数据与医院结果吻合, 其准确率高达 96.1%, 具有较高的可靠性。

表 1 实验结果

Tab. 1 Experimental results

		维生素 C	白细胞	尿胆原	胆红素	隐血	亚硝酸盐
被测样品	R 检测值	887	969	974	974	964	984
	B 检测值	917	969	944	928	863	973
色标卡	R 检测值	858.2	974.4	974.4	972.8	975.2	968.2
	B 检测值	872.8	938.6	912.2	895.8	827.3	932.6
色差		4.091 2	1.241 3	0.325 5	0.113 5	1.543 9	1.948 8
医院检测结果		N	N	N	N	N	N
传感器检测结果		N	N	N	N	N	N
		pH	蛋白质	尿比重	酮体	葡萄糖	微白蛋白
被测样品	R 检测值	970	943	947	970	897	974
	B 检测值	880	906	881	880	975	953
色标卡	R 检测值	968	957.4	933.6	970.2	908.6	961.2
	B 检测值	834.7	855.2	831.4	865.6	948.2	929.2
色差		1.672 6	1.357 2	2.384 6	1.550 6	1.367 8	1.182 8
医院检测结果		5	+-	1.027	N	N	N
传感器检测结果		5	+-	1.025	N	N	N

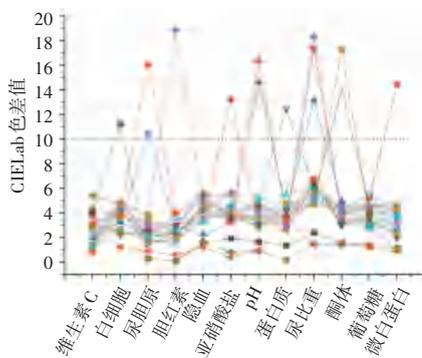


图 7 实验结果

Fig. 7 Experimental results

4 结束语

尿液分析对疾病的预防和诊断日益重要, 对其准确性的要求也日渐提高, 针对此提出了基于光纤的颜色识别的尿液分析技术研究, 通过光纤放大器将测得的光电信息进行低噪声放大, 进而直接准确地测量尿液试剂带颜色变化后的 RGB 值, 此方法具有良好的创新性与精确性。

通过漫反射光谱原理可以对与尿液完全反应后的试纸进行分析, 并且将检测后的光电信号通过光纤放大器进行放大, 使信号特征更加容易被单片机识别。得到特征数据后, 粒子群算法能将其转变为

CIE Lab 色差公式所需颜色空间的特征值, 同时也可以降低在检测过程中可能产生的误差。CIE Lab 色差公式检测快速、实现便捷, 能够在单片机上实现高可靠运行, 精准快速地达到对患者尿液成分进行分析的目的。在通过尿液分析装置的检测后, 这些结果可以实时传输给上位机或是患者的手机, 供患者能实时查阅自己的检测状况, 检查结果也能实时上传保存于病人的电子病历当中。此方法具有良好的实操性与可实现性。

在上述的仿真实验中, 仪器也表现出良好的可靠性。试验中, 达到了 96.1% 的准确率, 表明该系统对于化学尿液试剂条识别足够准确, 验证其拥有临床可行性。对医生了解患者的方式有进一步的指导意义, 同时也为光纤颜色传感器的广泛应用提供了一定的参考。

参考文献

- [1] LIU Gaiqin, WEI Zeng. Study on a novel core module based on optical fiber bundles for urine dry-chemistry analysis [J]. The Review of Scientific Instruments, 2017, 88(9): 094306.
- [2] 谢丹丹. 基于 MicroPython 的便携式尿液分析仪设计与实现 [D]. 重庆: 重庆大学, 2018.
- [3] FENG Enhang. Detection and analysis of urine microalbumin and creatinine ratio in early diabetic nephropathy [J]. China & Foreign Medical Treatment, 2019, 684(12): 8-20.
- [4] SUKHAVASI S B, SUSRUTHA B S, ELLEITHY K, et al.

- Human body-related disease diagnosis systems using CMOS image sensors: a systematic review[J]. *Sensors*, 2021, 21(6): 2098.
- [5] KENZA A, ALTUNCU A, FERRIA K, et al. A faster and accurate optical water turbidity measurement system using a CCD line sensor[J]. *Optik - International Journal for Light and Electron Optics*, 2021, 231(5): 166412.
- [6] KAVURU V, VU T, KARAGEORGE L, et al. Dipstick analysis of urine chemistry: Benefits and limitations of dry chemistry-based assays[J]. *Postgraduate Medicine*, 2020, 132(3): 225-233.
- [7] MA Xiaoxu, WANG Cuicui, CAI Shengsheng, et al. Quantification of albumin in urine using preconcentration and near-infrared diffuse reflectance spectroscopy[J]. *Chinese Chemical Letters*, 2016, 10(27): 1597-1601.
- [8] DOJDER, VULJANIĆ A, ŠPOLJARIĆ D. Reporting categories in urine test strip analysis: Croatian survey and call for action[J]. *Biochemia Medica*, 2019, 5(5): 329-340.
- [9] HAN Xueyan, HUAN Kewei, SHENG Shanju. Performance evaluation and optimization design of photoelectric pyrometer detection optical system[J]. *Defence Technology*, 2019, 16(2): 401-407.
- [10] TIAN Yuan, CHEN Yizhu, LENG Jinyong, et al. Numerical modeling and optimization of cladding-pumped tapered fiber Raman amplifiers[J]. *Optics Communications*, 2018, 423: 6-11.
- [11] SINGH K, KAUR P, DEVRA S, et al. Evaluation of gain spectrum of dual/triple pumped fiber Raman amplifier (FRA) by optimizing its pumping parameters in the scenario of dense wavelength division multiplexed (DWDM) systems[J]. *Optik*, 2019, 176: 246-253.
- [12] JIANG Haiming, XIE Kang, WANG Yafei. Flat gain spectrum design of Raman fiber amplifiers based on particle swarm optimization and average power analysis technique[J]. *Optics and Lasers in Engineering*, 2012, 50(2): 226-230.
- [13] BINDAL A, SINGH S. Dispersion analysis of fiber Raman amplifier for WDM system[J]. *Optics & Laser Technology*, 2014, 58: 20-25.
- [14] 焦艳, 邵冲云, 胡丽丽. 近红外超宽带光纤放大的研究进展[J]. *应用科学学报*, 2020, 38(4): 520-541.
- [15] ZHANG Lei, JIANG Huawei, YANG Xuezhong, et al. High-power single-frequency 1336 nm Raman fiber amplifier[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2016, 34(21): 4907-4911.
- [16] LI Chenyu, CHENG Zhi, CHEN Feng, et al. Design of a photoelectric detection circuit in particle analysis apparatus for clinical liquid sample[J]. *Applied Mechanics & Materials*, 2014, 696: 134-140.
- [17] 凌子哈, 温庆宇, 丁志群. 基于光电传感的 pH 值检测研究[J]. *电子测量技术*, 2020, 43(9): 139-142.
- [18] XU Jin, LI Zehong. Photoelectric precision detection system based on embedded technology[J]. *Laser Journal*, 2018, 16(2): 311-317.
- [19] FARKAS K, BOZSÁNYI S, PLÁZÁR D. Autofluorescence imaging of the skin Is an objective non-invasive technique for diagnosing pseudoxanthoma elasticum[J]. *Diagnostics*, 2021, 11(2): 260.
- [20] SAITO Y, KONAGAYA K, SUZUKI T, et al. Determination of optical coefficients of tofu using spatially resolved diffuse reflectance at 633 nm [J]. *Engineering in Agriculture, Environment and Food*, 2018, 11(1): 305-311.
- [21] SCHABBACH L M, SANTOS B, BORTOLI L. Application of Kubelka-Munk model on the optical characterization of translucent dental zirconia[J]. *Materials Chemistry and Physics*, 2021, 258(2): 123-130.
- [22] SHEN Jing, LI Ya, HE Jihuan. On the Kubelka-Munk absorption coefficient[J]. *Dyes & Pigments*, 2016, 127: 187-188.
- [23] TOMSIA T P, FAIRMAN H S. Handling translucent specimens in an opaque Kubelka-Munk environment [J]. *Color Research and Application*, 2017, 43(2): 276-278.
- [24] MOHSENI M, BASTANI S, ALLONAS X. Effect of scattering nanoparticles on the curing behavior and conversion gradient of UV-curable turbid systems: two-flux Kubelka-Munk approach[J]. *Progress in Organic Coatings*, 2018, 115: 65-73.
- [25] HAN Fentao, CHEN Wentao, LING Qinghua. Multi-objective particle swarm optimization with adaptive strategies for feature selection [J]. *Swarm and Evolutionary Computation*, 2021, 62(6): 100847.
- [26] ZHANG Xuwei, LIU Hao, TU Liangping. A modified particle swarm optimization for multimodal multi-objective optimization [J]. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 2020, 95: 152-161.
- [27] KUMAR K, MISHRA R K, NANDAN D. Efficient hardware of RGB to gray conversion Realized on FPGA and ASIC [J]. *Procedia Computer Science*, 2020, 171: 2008-2015.
- [28] LIU Qiegen, XIONG Jiaojiao, ZHU Li. Extended RGB2Gray conversion model for efficient contrast preserving decolorization[J]. *Multimedia Tools & Applications*, 2017, 76(12): 14055-14074.
- [29] 薛萍, 何海, 王宏民. 基于径向基函数网络的光学测量系统误差修正算法[J]. *光学学报*, 2020, 45(2): 106-112.
- [30] SPINCZYK D, FABIAN S. Target registration error minimization involving deformable organs using elastic body splines and Particle Swarm Optimization approach[J]. *Surgical Oncology*, 2017, 26(4): 489-497.
- [31] GÓMEZ-POLO C, MUÑOZ M P, LUENGO M C L, et al. Comparison of the CIE Lab and CIEDE2000 color difference formulas[J]. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2016, 115(1): 65-70.
- [32] PECHO O E, GHINEA R, ALESSANDRETTI R. Visual and instrumental shade matching using CIELAB and CIEDE2000 color difference formulas[J]. *Dental Materials*, 2016, 32(1): 82-92.
- [33] PÉREZA M D M, GHINEA R I, RIVAS M J. Development of a customized whiteness index for dentistry based on CIELAB color space[J]. *Dental materials: Official publication of the Academy of Dental Materials*, 2016, 32(3): 461-467.

(上接第 81 页)

- [13] WIERWILLE W W, ELLSWORTH L A. Evaluation of driver drowsiness by trained raters[J]. *Accident analysis and prevention*, 1994, 26(5): 571-581.
- [14] CHU Jiangwei, JIN Lisheng, Bingliang T, et al. A monitoring method of driver mouth behavior based on machine vision[C]// IEEE Intelligent Vehicles Symposium. Parma, Italy: IEEE, 2004: 351-356.
- [15] ABTAHI S, OMIDYEGANEH M, SHIRMOHAMMADI S, et al. YawDD: A yawning detection dataset[C]// Proceedings of the 5th ACM Multimedia Systems (MMSys). Singapore: ACM, 2014: 24-28.