



DOI: 10.12086/oe.2018.170587

## 基于吸收光谱技术的皮肤胆固醇无创检测系统设计

许超<sup>1,2</sup>, 方朝晖<sup>3</sup>, 董美丽<sup>1\*</sup>, 张元志<sup>1</sup>, 倪敬书<sup>1</sup>,  
王贻坤<sup>1,4</sup>, 朱灵<sup>1,4</sup>, 王玲<sup>1</sup>, 刘勇<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>中国科学院合肥物质科学研究院应用技术所, 安徽生物医学光学仪器工程技术研究中心, 安徽省医用光学诊疗技术与装备工程实验室, 安徽 合肥 230031;

<sup>2</sup>中国科学技术大学, 安徽 合肥 230026;

<sup>3</sup>安徽中医药大学第一附属医院, 安徽 合肥 230000;

<sup>4</sup>皖江新兴产业技术发展中心, 安徽 铜陵 244000

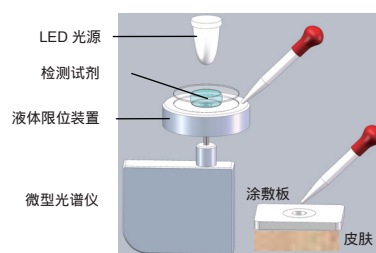
**摘要:** 利用 STM32 微处理器, 设计了一种基于吸收光谱技术的皮肤胆固醇无创检测系统, 通过微型光谱仪获得有色产物的吸收光谱信息, 间接得到人体皮肤胆固醇相对含量。本系统设计了一款高精度可调 LED 恒流源, LED 光强的波动范围控制在 $\pm 1\%$ 以内。还设计了一种结构简单、试剂用量少、不需要确切的检测试剂体积的液体限位装置, 实现被测液体浓度的准确测量。通过检测梯度浓度  $\text{CuSO}_4$  溶液, 验证了系统应用于不同浓度溶液定量检测的准确性。采用本系统对动脉粥样硬化性疾病患者和对照人群的皮肤胆固醇进行检测, 检测结果在统计学上有显著性差异, 初步验证系统可用于人体皮肤胆固醇的检测。

**关键词:** 皮肤胆固醇; 吸收光谱; 嵌入式系统; 微型光谱仪; 恒流源; 限位结构

中图分类号: O436.3

文献标志码: A

引用格式: 许超, 方朝晖, 董美丽, 等. 基于吸收光谱技术的皮肤胆固醇无创检测系统设计[J]. 光电工程, 2018, 45(4): 170587



## Design of non-invasive skin cholesterol detection system based on absorption spectroscopy

Xu Chao<sup>1,2</sup>, Fang Zhaohui<sup>3</sup>, Dong Meili<sup>1\*</sup>, Zhang Yuanzhi<sup>1</sup>, Ni Jingshu<sup>1</sup>,  
Wang Yikun<sup>1,4</sup>, Zhu Lin<sup>1,4</sup>, Wang Lin<sup>1</sup>, Liu Yong<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Anhui Provincial Engineering Laboratory for Medical Optical Diagnosis & Treatment Technology and Instrument, Anhui Provincial Engineering Technology Research Center for Biomedical Optical Instrument, Institute of Applied Technology, Hefei Institute of Physical Science, Chinese Academy of Science, Hefei, Anhui 230031, China;

<sup>2</sup>University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui 230026, China;

<sup>3</sup>First Affiliated Hospital of Anhui University of Chinese Medicine, Hefei, Anhui 230000, China;

<sup>4</sup>Wanjiang Center for Development of Emerging Industrial Technology, Tongling, Anhui 244000, China

收稿日期: 2017-10-31; 收到修改稿日期: 2018-01-26

基金项目: 国家科技支撑计划(2015BAI01B04); 国家中医临床研究基地业务建设第二批科研专项(2015D05); 国家中医药管理局国家基本公共卫生服务项目(20151012); 安徽省科技重大专项(15CZZ02019); 安徽省自然科学基金项目(1508085QF141); 中国科学院 STS 项目(KFJ-SW-STS-161)

作者简介: 许超(1993-), 男, 硕士, 主要从事检测技术与仪器的研究。E-mail: xcustc@mail.ustc.edu.cn

通信作者: 董美丽(1985-), 女, 博士, 副教授, 主要从事生物医学光学的研究。E-mail: dongmeili@aiofm.ac.cn

**Abstract:** Using STM32 microprocessor, a non-invasive skin cholesterol detection system based on absorption spectroscopy was designed. The relative cholesterol content of human skin was indirectly obtained by absorption spectrum information of colored products which was detected by micro-spectrometer. The system was designed with a high-precision adjustable LED constant current source, and the fluctuation range of LED light intensity is controlled within  $\pm 1\%$ . A liquid limit device with a simple structure, a small amount of reagents, and no need for an exact detection reagent volume was also designed to achieve accurate measurement of the measured liquid concentration. By detecting the concentration of  $\text{CuSO}_4$  solution, the accuracy of the system for quantitative detection of different concentrations of solution was verified. Using this system to detect the skin cholesterol of patients with atherosclerotic disease and control population, the test results have statistically significant differences, which preliminarily verifies that system can be used for human skin cholesterol detection.

**Keywords:** skin cholesterol; absorption spectrum; embedded systems; micro spectrometer; constant current source; limit structure

**Citation:** Xu C, Fang Z H, Dong M L, *et al.* Design of non-invasive skin cholesterol detection system based on absorption spectroscopy[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2018, **45**(4): 170587

## 1 引言

研究显示,人体皮肤胆固醇积累量与动脉粥样硬化性疾病发生的风险相关,并且相对于传统的血液胆固醇具有更好的相关性<sup>[1-5]</sup>。传统的皮肤胆固醇检测方法为皮肤活检法,获取皮肤样本时会给受试者带来疼痛,同时会带来感染的风险。并且传统检测方法为有创检测,限制了皮肤胆固醇在动脉粥样硬化性疾病风险评估中的应用。Lopukhin 等提出了一种皮肤胆固醇无创检测原理“三滴法”<sup>[6]</sup>。该原理基于胆固醇能够与毛地黄皂苷特异性结合,用酶标记毛地黄皂苷,并使其与皮肤胆固醇结合,再滴加酶底物,产生有色产物,通过检测有色产物的含量即可得到皮肤胆固醇的相对含量。

根据“三滴法”检测原理,国内外研究者提出了基于漫反射光谱技术皮肤胆固醇检测方法,直接在皮肤表面检测反应后试剂的漫反射光谱信息,推算皮肤胆固醇浓度<sup>[7-9]</sup>。并且利用该方法进行了在体实验,发现皮肤胆固醇的含量和动脉粥样硬化性疾病存在相关性,验证了该方法检测皮肤胆固醇的可行性<sup>[10-11]</sup>。该方法直接在皮肤表面检测,检测结果容易受皮肤肤色背景影响,不同肤色个体之间检测结果差异大;皮肤表面容易形变,检测过程中检测装置与皮肤表面压力不同,会导致检测试剂的形态发生变化,测量的光路也会改变,影响检测结果的稳定性。

针对以上不足,设计了一种基于吸收光谱法的新型皮肤胆固醇无创检测系统。通过测量反应后检测试剂的吸收光谱,获得受试者皮肤胆固醇的浓度。该方法为离体测量,检测过程不会受到皮肤背景、测量压

力等因素的干扰,提高了检测结果的重复性和准确性。

本系统基于 STM32 微处理器,实现了微型光谱仪的嵌入式应用,光谱数据处理;设计了一种基于光谱反馈控制的高精度数控可调的 LED 恒流源,保证 LED 的光强波动范围控制在 $\pm 1\%$ 以内;还设计了一种结构简单,试剂用量少,不需要确切的检测试剂体积的液体限位装置,能够实现被测液体浓度的准确测量。利用  $\text{CuSO}_4$  溶液作为标准检测试剂,验证系统测量的重复性、准确性;通过检测对照组人群、动脉粥样硬化性疾病患者皮肤胆固醇,初步验证系统可以用于人体皮肤胆固醇的无创检测。

## 2 检测原理

系统的基本检测原理是皮肤游离胆固醇分子中含有一个羟基(3-OH),该羟基能与毛地黄皂苷以等分子比例形成难溶于水的特异性结合物。该结合物用辣根过氧化物酶进行标记,加入 3, 3', 5, 5'-四甲基联苯胺(TMB)试剂后,底物被催化成为有色产物,产物的量与样品中胆固醇的量直接相关。通过测量检测试剂与皮肤胆固醇反应后有色产物的多少间接获得受试者皮肤胆固醇的含量信息。有色产物特征吸收峰在 380 nm~780 nm 波段。通过测量可见光波段 380 nm~780 nm 范围内的背景光谱并测量产物的吸收光谱,根据朗伯比尔定律确定有色产物浓度,从而间接测得胆固醇浓度。

检测系统结构如图 1 所示,系统采用白光 LED 作为光源,光源发出的光直接照射到样品检测平台,经过待测液体后,被微型光谱仪接收,通过测量经过待测液体前后光束光强的变化情况,即可获得待测试剂

中有色产物的量。测试时, 首先将涂敷板贴于手掌表面, 将毛地黄皂苷-酶共聚物滴加到检测孔中, 孵化 1 min, 滴加酶反应底物, 等待 2 min, 将反应后的检测试剂吸出, 滴于限位装置中, 打开检测系统进行测量, 根据有色产物的量推算出受试者皮肤胆固醇的含量。

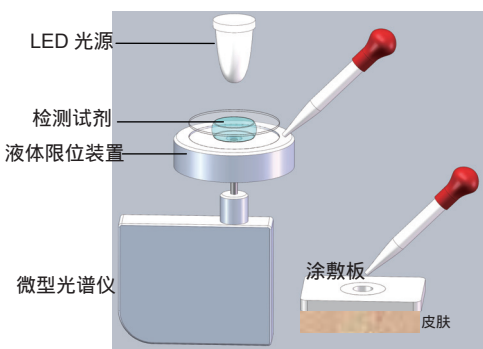


图 1 检测系统结构

Fig. 1 Block diagram of the measurement system

### 3 检测系统设计

检测系统硬件结构如图 2 所示, 检测系统基于 STM32 微处理器, 实现光谱仪的嵌入式应用, 通过光谱反馈, 实现数控可调 LED 恒流源设计。检测系统还包括电源、按键、压力检测模块、温度检测模块、时钟模块、wifi 数据上传模块、TF 卡存储模块、液晶显示模块、LED 恒流源模块。本文的设计重点在光谱仪的嵌入式应用、高精度数控可调 LED 恒流源、检测试剂的限位结构三个模块。

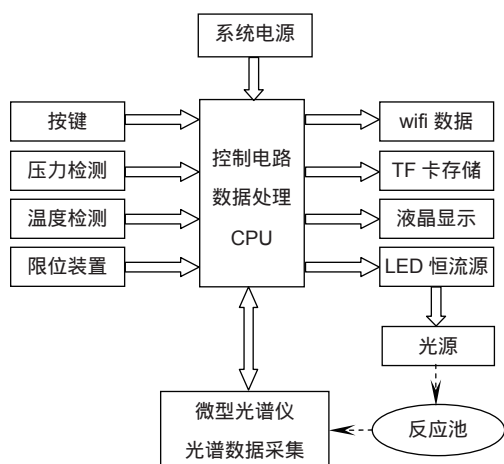


图 2 皮肤胆固醇检测系统硬件结构图

Fig. 2 Hardware structure of skin cholesterol detection system

#### 3.1 光谱仪嵌入式应用

光谱检测模块采用微型光栅光谱仪, 检测波长范围为 380 nm~780 nm, 光谱分辨率为 5 nm, 内部光路采用微机电系统 (micro-electro-mechanical system, MEMS) 结构, CCD 采用 SONY ILX563A。光谱仪的控制电路由 32 位 RISC 内核 MCU, 16 位 ADC 和低电压电路组成。本系统采用串口实现微处理器和光谱仪通讯。通过发送 32 位指令实现对光谱仪的控制, 串口的波特率设置 9600, 无奇偶校验位, 字长为 8 位数据格式, 停止位为 1 位, 光谱仪采用 32 位 RISC 指令通讯, 通讯格式如图 3 所示。

通过 STM32 处理器实现对光谱仪初始化, 包括设置积分时间、平均次数。具体控制流程如图 4 所示。

光谱仪每次通过串口返回 380 nm~780 nm 测量波长范围内的 2048 个离散数据点, 采用插值的方式获得波长范围内 400 个整数波长的数据, 根据反应后检测试剂的吸收特征, 选取 475 nm~780 nm 作为特征波段。首先测得背景光谱  $I_0$ , 再测得待测液体的光谱  $I_1$ 。α 为摩尔吸收系数, 它与吸收物质的性质及波长 λ 有关, c 为吸光物质的浓度, l 为吸收层厚度。根据朗伯比尔定律:

$$I_1(\gamma) = I_0(\gamma) \cdot \exp(-\alpha(\gamma)cl), \quad (1)$$

I 和 α 为已知, 可以得到:

$$c = \frac{1}{\alpha(\gamma)l} \ln \left( \frac{I_0(\gamma)}{I_1(\gamma)} \right). \quad (2)$$

在特征波段内, 测得背景光谱  $I_0$  和检测试剂的吸收光谱  $I_1$ , 用最小二乘法拟合, 即可得到产物的浓度,

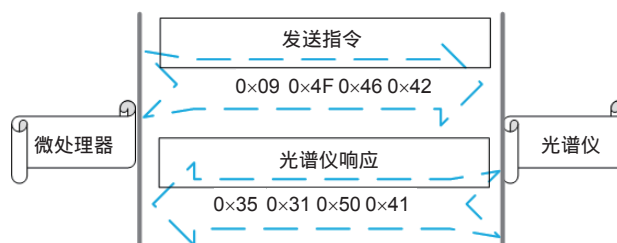


图 3 光谱仪通讯格式

Fig. 3 Format schematic diagram of spectrometer communication

进而获得皮肤胆固醇的浓度。

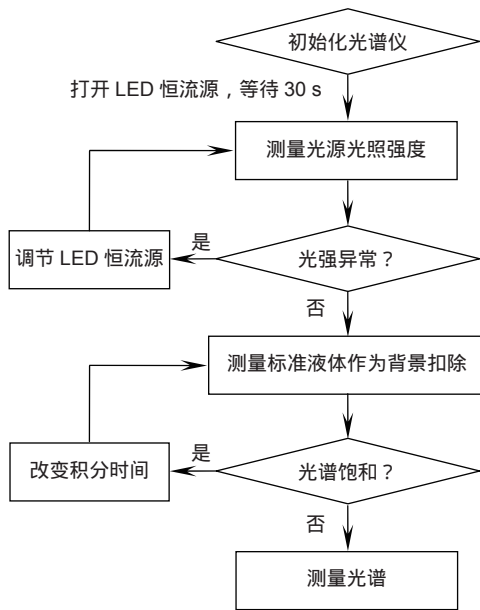


图 4 光谱仪控制流程

Fig. 4 Diagram of spectrometer control flow

### 3.2 高精度可调 LED 恒流源设计

为保证检测结果的重复性和准确性，光源的稳定性至关重要。光源不稳定，特别是在选取的特征波段内波动会导致吸收光谱发生变化，从而影响测量的重复性和准确性。为此设计了一种基于光谱反馈的高精度数控可调 LED 恒流源。传统的数控的恒流源是基于电流负反馈，控制输出电流恒定<sup>[12-13]</sup>。为了保证系统的 LED 光强不受到 LED 自身老化或者 LED 漂移的影响，LED 电源采用基于光谱负反馈的控制策略。将采

集的 LED 光谱积分，求得特征波段的光强，保证特征波段的光强始终恒定在要求范围内，并保证输出光强的波动小于±1%。本系统采用白色小功率 LED 作为光源，额定电流为 30 mA，采用 DC-DC 供电方案。输入为 24 V 直流电源，输出电流可调范围为 0~200 mA。

本系统选用的恒流源芯片 LT3092 是可编程的 2 端恒流源芯片。输出电流在 0.5 mA 和 100 mA 之间。SET 引脚具有 1% 的初始精度。将 DAC 的输出引脚接至恒流源芯片的 SET 引脚，通过控制 SET 引脚的输入，控制单个恒流源芯片输出 0.5 mA~100 mA 之间的电流。为提高电流源的调节范围，增加恒流源的稳定性，采用两路 LT3092 并联作为恒流源输出。输出电流范围为 1 mA~200 mA。恒流源输出电路如图 5 所示。

LT3092 是压控恒流源芯片，采用 DAC 芯片 LTC2622 作为控制电流输出的芯片，LTC2622 是 12 位 DAC，采用 SPI 通讯，可以同时控制两路输出，电压范围从 0 V 至 1 V。DAC 的基准电压源采用基准电压芯片 REF3012，其输出电压为 1.25 V。恒流源调节电路图如图 6 所示。

为实现高精度要求，在数控部分，采用 12 位高精度 D/A 转换器 LTC2622 输出 控制恒流源芯片 LT3092 输出电流。并将光谱仪直接测得 LED 光强作为反馈，设计算法自动调节 D/A 转换器的输入，从而调节 LED 的光源保持稳定。负反馈控制回路结构框图如图 7 所示。恒流源数控调节利用光谱仪采集的白光波段的数据积分结果作为反馈，与设定的初始值光强做比较，调节控制恒流源的输出，使得 LED 的光照强度保持稳定，不会受到 LED 老化，温度变化等带来的影响，从而提高测量结果的稳定性和准确性。

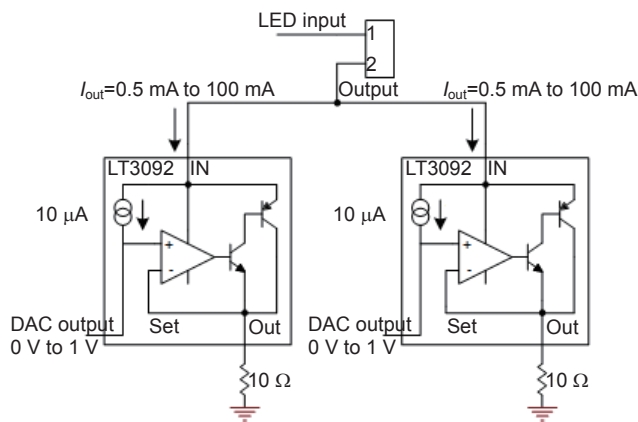


图 5 恒流源输出电路

Fig. 5 Constant current source output circuit

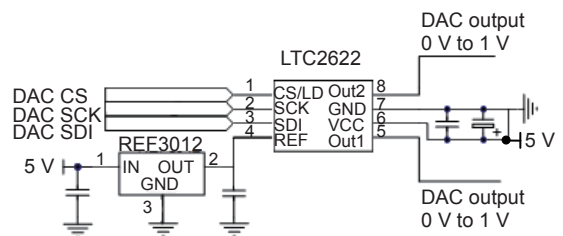


图 6 恒流源调节电路

Fig. 6 Constant current source adjustment circuit



开始设定 LED 目标光强值，初始化 DAC 的输入的上下限  $V_{max}$  和  $V_{min}$ ，并初始化光谱仪的各项参数。打开电源开关，通过恒流源输出点亮 LED，通过光谱仪测得光谱，选择 640 nm~660 nm 和 360 nm~380 nm 两个特征波段做积分得到光强  $A'$  和设定的光强  $A$  作比较，误差如果大于  $\pm 1\%$  则通过调节 DAC 的输出，改变恒流源的控制电压，从而调节输出电流，直到 LED 的光强逼近设定值，且误差小于  $\pm 1\%$ 。恒流源数控调节的流程如图 8 所示。

根据模拟实验，将目标光强值设定为  $I_0$ ，初始光强分别从  $0.5I_0, 0.75I_0, I_0, 1.25I_0, 1.5I_0$  开始调节光源。通过连续测量光谱，得到光源调节的动态过程如图 9 所示。

根据 LED 恒流源动态调节实验，可以得出从设定的各个初始光强均可以调节到目标光强。调节到目标光强的时间大约需要 4 s。

等待光源调整稳定，从打开 LED 之后 4 s 开始连续测量光强 4000 s，每隔 200 s 采样一次，记录数据。

其中 400 s 至 800 s 之间，每隔 0.2 s 采样一次。测得光源的波动性如图 10 所示。

通过连续测量光源光强，实验结果显示，在规定时间内，光强的波动范围始终控制在  $\pm 1\%$  以内，光源可以保证长时间测量的稳定性要求。此外，独立重复开关 LED 恒流源 20 次，等待光源调节稳定之后，LED 的光强波动也始终控制在  $\pm 1\%$  以内，说明多次开关对 LED 光源的稳定性没有影响。

上述实验结果表明，数控 LED 恒流源经过 4 s 可以调节到设定的目标光强，并且可以保证 LED 的光强波动在  $\pm 1\%$  的范围内，重复开关恒流源对 LED 稳定性没有影响，可以保证测量结果的准确性和稳定性。

### 3.3 检测液体限位结构设计

皮肤胆固醇检测所需检测试剂量小，又由于液体在手掌部位的残留，导致吸出用于光谱测量的液体体积不固定，常规的吸收光谱测量方法很难对反应后检测试剂中有色产物的准确测量。针对这一需求，设计

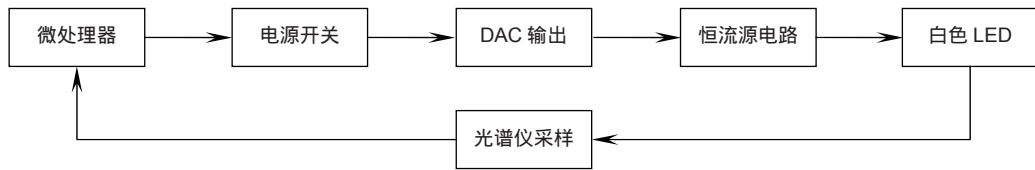


图 7 LED 可调恒流源结构

Fig. 7 Block diagram of adjustable constant current source

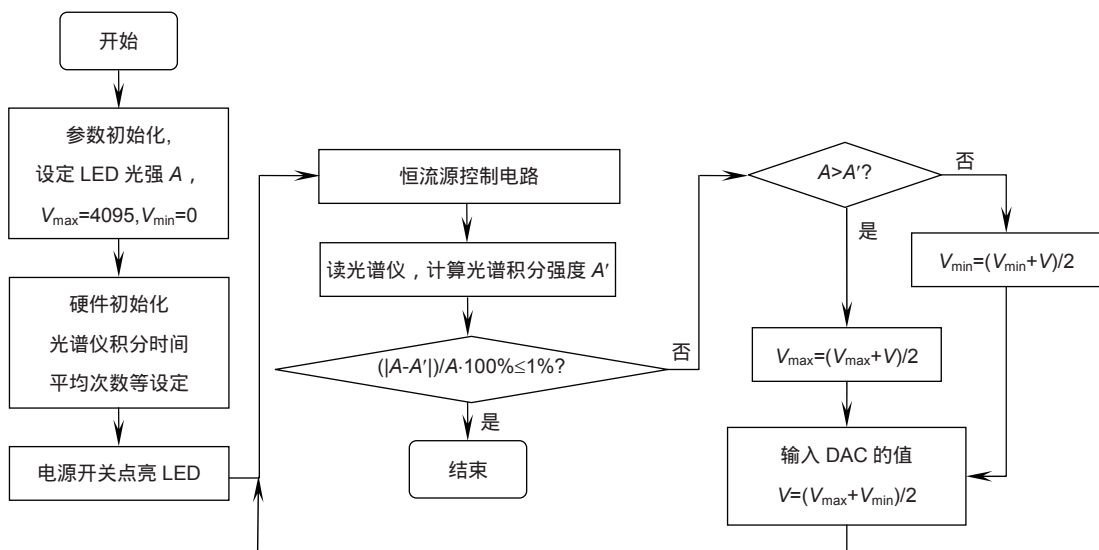


图 8 恒流源数控调节流程

Fig. 8 Constant flow source numerical control flow chart

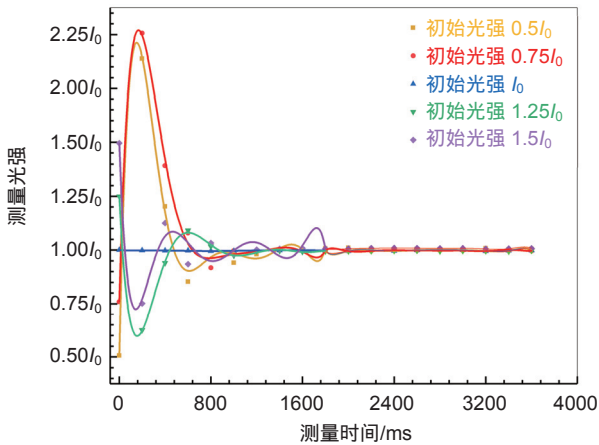


图 9 LED 动态响应过程

Fig. 9 The process of LED dynamic response

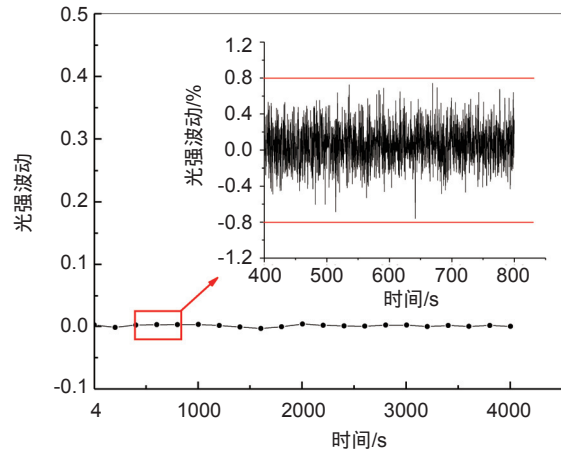


图 10 LED 稳态响应过程

Fig. 10 The process of LED steady state response

了结构简单、试剂用量少、不需要确切的检测试剂体积的液体限位装置，具体结构如图 11 所示。

限高件和两块透明玻璃板共同作用，限制检测试剂液滴高度，即确定吸收光程。测量时，只需将待测试剂滴于下玻璃板中心位置，盖上上玻璃板即可进行测量，测量结果与检测试剂的体积大小无关。限高件的高度仅为 1.2 mm，因此液体限位结构可以实现对几十微升液体浓度的准确测量。

## 4 实验与结果分析

### 4.1 系统准确性验证

利用梯度浓度的 CuSO<sub>4</sub> 溶液验证检测系统测量的准确性和可行性。选取一定浓度的硫酸铜溶液，将其

稀释梯度浓度倍数，分别获得 1、2、4、8、16、32 倍数的 CuSO<sub>4</sub> 溶液。分别置于检测系统测量，测得其透射光谱，通过算法计算获得测试结果，结果如图 12 所示。

结果显示，检测值与 CuSO<sub>4</sub> 溶液浓度线性相关 ( $R_2=0.998$ )，每组检测结果变异系数均低于 5%，验证了系统可以区分不同浓度的溶液，系统的稳定性能够满足检测需求。

### 4.2 临床试验验证

研究表明，动脉粥样硬化患者皮肤胆固醇水平高于对照组<sup>[14-15]</sup>，我们征集到受试者 50 名，其中经过颈动脉彩超或者核磁共振检测确诊为动脉粥样硬化患者 25 名，无动脉硬化相关疾病对照组人群 25 名。

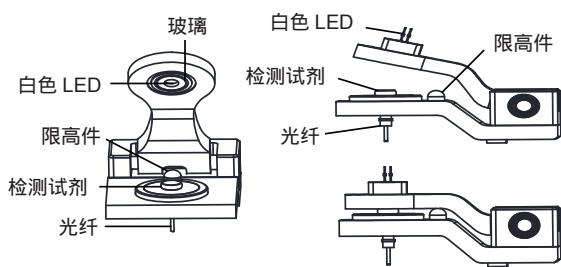


图 11 检测试剂限位结构

Fig. 11 Detection of reagent limit structure diagram

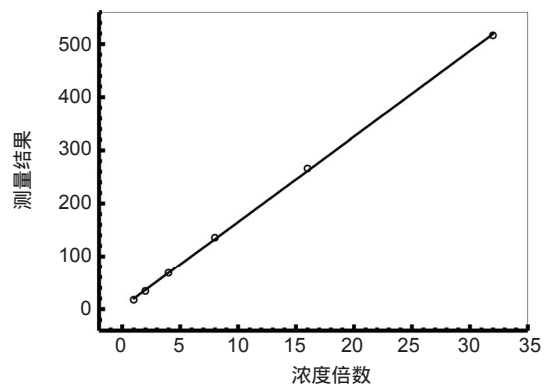


图 12 梯度浓度 CuSO<sub>4</sub> 溶液检测结果

Fig. 12 Gradient concentration of CuSO<sub>4</sub> solution test results

浓度倍数	1	2	4	8	16	32
检测平均值	19.4	37.1	73.1	139.2	267.4	509.8
变异系数/%	4.0	2.1	1.4	1.5	0.6	1.4

受试者皮肤胆固醇检测结果如图 13 所示。

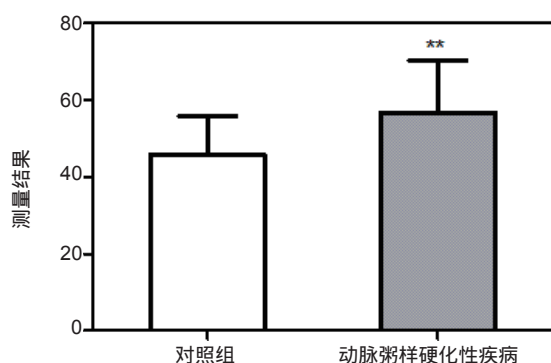


图 13 动脉粥样硬化性疾病患者与对照组检测结果

Fig. 13 Measurement results of control group and atherosclerotic disease patients

测得两组数据, 采用  $t$  检验, 两组人群皮肤胆固醇平均值在统计学上具有显著性差异,  $P$  值小于 0.05 ( $P=0.0056$ )。初步验证皮肤胆固醇无创检测系统可以用于皮肤胆固醇的检测, 并实现对受试者患动脉粥样硬化性疾病风险的评估。

## 5 结论

根据“三滴法”皮肤胆固醇检测原理, 设计了一种新的皮肤胆固醇检测系统。系统通过嵌入式光谱仪测得检测试剂的光谱信息计算出皮肤胆固醇的相对浓度、设计的高精度数控可调恒流源、检测试剂限位结构, 保证了系统测量的准确性。通过检测梯度浓度的  $\text{CuSO}_4$  溶液验证了检测方法可行性以及检测系统测量的准确性和重复性。通过对对照组人群、动脉粥样硬化病人皮肤胆固醇测试, 初步验证了系统可以应用于人体皮肤胆固醇的检测。

## 参考文献

- [1] Bouissou H, Pieraggi M T, Julian M, et al. Identifying arteriosclerosis and aortic atheromatosis by skin biopsy[J]. *Atherosclerosis*, 1974, **19**(3): 449–458.
- [2] Zawdywski R, Sprecher D L, Eveleigh M J, et al. A novel test for the measurement of skin cholesterol[J]. *Clinical Chemistry*, 2001, **47**(7): 1302–1304.
- [3] Tashakkor A Y, Mancini G B J. The relationship between skin cholesterol testing and parameters of cardiovascular risk: a systematic review[J]. *Canadian Journal of Cardiology*, 2013, **29**(11): 1477–1487.
- [4] Sprecher D L, Goodman S G, Kannampuzha P, et al. Skin tissue cholesterol (SkinT<sub>c</sub>) is related to angiographically-defined cardiovascular disease[J]. *Atherosclerosis*, 2003, **171**(2): 255–258.
- [5] Tzou W S, Mays M E, Korcarz C E, et al. Skin cholesterol content identifies increased carotid intima-media thickness in asymptomatic adults[J]. *American Heart Journal*, 2005, **150**(6): 1135–1139.
- [6] Lopukhin Y L. *Skin and Atherosclerosis (a three-drop test)*[M]. Berkshire, UK: Harwood Academic Publishers, 1992: 1–124.
- [7] Hou H Y, Dong M L, Wang Y K, et al. Rapid and noninvasive detection of skin cholesterol with diffuse reflectance spectroscopy technology[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2016, **36**(10): 3215–3221.

侯华毅, 董美丽, 王贻坤, 等. 漫反射光谱技术快速无创检测皮肤胆固醇[J]. *光谱学与光谱分析*, 2016, **36**(10): 3215–3221.

- [8] Li C X, Sun Z, Han L, et al. Study on the determination system of tissue optical properties based on diffuse reflectance spectrum[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2016, **36**(5): 1532–1536.

李晨曦, 孙哲, 韩蕾, 等. 基于漫反射光谱的组织光学参数测量系统与方法研究[J]. *光谱学与光谱分析*, 2016, **36**(5): 1532–1536.

- [9] Hou H Y, Fang Z H, Zhang Y Z, et al. Simulation and in vivo experimental study on noninvasive spectral detection of skin cholesterol[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2016, **43**(9): 0907001.

侯华毅, 方朝晖, 张元志, 等. 皮肤胆固醇无创光谱检测模拟和在体实验研究[J]. *中国激光*, 2016, **43**(9): 0907001.

- [10] Matsumoto H S H, Ota I, Nagaoka T. Detection of skin cholesterol by a molecularly imprinted electrode[J]. *Journal of Flow Injection Analysis*, 2008, **25**(1): 81–84.

- [11] Mancini G B J, Chan S, Frohlich J, et al. Association of skin cholesterol content, measured by a noninvasive method, with markers of inflammation and Framingham risk prediction[J]. *The American Journal of Cardiology*, 2002, **89**(11): 1313–1316.

- [12] 周志敏, 周纪海, 纪爱华. LED 驱动电路设计与应用[M]. 北京: 电子工业出版社, 2008.

- [13] 来清民. 高亮度 LED 照明及驱动电路设计[M]. 北京: 北京航空航天大学出版社, 2012.

- [14] Sprecher D L, Pearce G L. Elevated skin tissue cholesterol levels and myocardial infarction[J]. *Atherosclerosis*, 2005, **181**(2): 371–373.

- [15] Sprecher D L, Pearce G L. Skin cholesterol adds to Framingham risk assessment[J]. *American Heart Journal*, 2006, **152**(4): 694–696.

# Design of non-invasive skin cholesterol detection system based on absorption spectroscopy

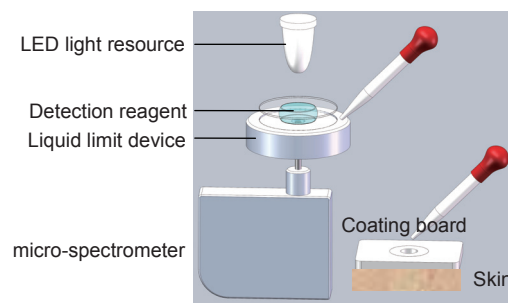
Xu Chao<sup>1,2</sup>, Fang Zhaohui<sup>3</sup>, Dong Meili<sup>1\*</sup>, Zhang Yuanzhi<sup>1</sup>, Ni Jingshu<sup>1</sup>,  
Wang Yikun<sup>1,4</sup>, Zhu Lin<sup>1,4</sup>, Wang Lin<sup>1</sup>, Liu Yong<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup>Anhui Provincial Engineering Laboratory for Medical Optical Diagnosis & Treatment Technology and Instrument, Anhui Provincial Engineering Technology Research Center for Biomedical Optical Instrument, Institute of Applied Technology, Hefei Institute of Physical Science, Chinese Academy of Science, Hefei, Anhui 230031, China;

<sup>2</sup>University of Science and Technology of China, Hefei, Anhui 230026, China;

<sup>3</sup>First Affiliated Hospital of Anhui University of Chinese Medicine, Hefei, Anhui 230000, China;

<sup>4</sup>Wanjiang Center for Development of Emerging Industrial Technology, Tongling, Anhui 244000, China



Block diagram of the measurement system

**Overview:** Studies have shown that the accumulation of cholesterol in human skin correlates with the risk of developing atherosclerotic disease. Skin cholesterol has a better correlation with the risk of atherosclerotic disease compared to traditional blood cholesterol. A simple, noninvasive procedure “Three Drops” for estimation of skin cholesterol was proposed as an alternative screening method. The test, which uses different concentrations of a digitonin–copolymer–horseradish peroxidase (HRP) conjugate and visual scoring, is capable of evaluating different skin cholesterol levels. According to the procedure, researchers have proposed a skin cholesterol detection method based on diffuse reflectance spectroscopy technology. This method directly detect the diffuse reflectance spectrum information of the reagent after the reaction on the skin surface. Because this method is directly measured on the palm surface, many interference factors are introduced. Using STM32 microprocessor, a non-invasive skin cholesterol detection system based on absorption spectroscopy was designed. The relative cholesterol content of human skin was indirectly obtained by absorption spectrum information of colored products which was detected by micro-spectrometer. The system was designed with a high-precision adjustable LED constant current source, and the fluctuation range of LED light intensity is controlled within  $\pm 1\%$ . A liquid limit device with a simple structure, a small amount of reagents, and no need for an exact detection reagent volume was also designed to achieve accurate measurement of the measured liquid concentration. By detecting the concentration of  $\text{CuSO}_4$  solution, the accuracy of the system for quantitative detection of different concentrations of solution was verified. Using this system to detect the skin cholesterol of patients with atherosclerotic disease and control population, the test results have statistically significant differences, which preliminarily verifies the system can be used for human skin cholesterol detection.

**Citation:** Xu C, Fang Z H, Dong M L, *et al.* Design of non-invasive skin cholesterol detection system based on absorption spectroscopy[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2018, 45(4): 170587

Supported by National Science and Technology Support Program(2015BAI01B04), National TCM Clinical Research Base for the Second Batch of Business Research Projects (2015D05), State Administration of Traditional Chinese Medicine National Basic Public Health Service Project (20151012), Anhui Province Major Science and Technology Projects (15CZZ02019), Anhui Province Natural Science Foundation (1508085QF141) and Chinese Academy of Sciences STS project (KFJ-SW-STS-161)

\* E-mail: dongmeili@aiofm.ac.cn