

# 双调制光学偏振法葡萄糖浓度检测

余振芳<sup>1,2</sup> 邱 琪<sup>1</sup> 郭 勇<sup>1</sup>

<sup>1</sup>电子科技大学光电信息学院, 四川 成都 610054

<sup>2</sup>德州农工大学生物医学工程学院光学生物传感实验室, 美国 德克萨斯州 77843

**摘要** 光学偏振法在无创血糖检测技术中具有很好的应用前景,人眼运动引起的实时变化的双折射是偏振法无创血糖测量的主要限制因素。采用激光模拟调制与法拉第调制相结合的双调制法建立了实时闭环单波长偏振光检测系统。双调制法克服了先前由直流电压驱动激光器和法拉第调制器构成的偏振检测系统达到稳定所需时间由单一法拉第调制器的调制频率限制的问题;且系统的响应时间小于10 ms,可更为有效地克服人眼运动对测量的影响;同时双调制法可降低系统电磁干扰和激光在低频调制下的1/f噪声,有提高系统信噪比的潜力。通过两次检测0~600 mg/dL、间隔100 mg/dL的葡萄糖水溶液浓度对该系统的性能进行了评估,两次测量值的标准差均小于10 mg/dL,验证了该检测系统的重复性与精确性。

**关键词** 医用光学; 双调制; 无创检测; 光学偏振法; 血糖检测

中图分类号 O439

文献标识码 A

doi: 10.3788/AOS201636.0117001

## Dual Modulation Optical Polarimetry for Glucose Monitoring

Yu Zhenfang<sup>1,2</sup> Qiu Qi<sup>1</sup> Guo Yong<sup>1</sup>

<sup>1</sup>School of Optoelectronic Information, University of Electronic Science and Technology of China, Chengdu, Sichuan 610054, China

<sup>2</sup>Optical Bio-Sensing Laboratory, School of Biomedical Engineering, Texas A&M University, Texas 77843, USA

**Abstract** Optical polarimetry for probing aqueous humor glucose concentrations has been shown as a method for ascertaining blood glucose concentrations noninvasively. One major limiting factor for polarimetric approach for glucose sensing is time-variant corneal birefringence due to motion artifact. A real-time closed-loop single wavelength polarimetric glucose sensor is designed utilizing modulation of laser simultaneously with Faraday modulation. The method overcomes the problem of previous polarimetric systems whose response speed is solely limited by the Faraday modulation frequency, when the lasers are powered by a constant direct-current voltage and the polarization is modulated using a single Faraday rotator. It makes the feedback system reach stable status within 10 ms, which should be fast enough to minimize the effect of polarization rotation due to birefringence. This approach can reduce laser noise from 1/f in addition to electromagnetic interference, improving the signal-to-noise ratio of the system at the presence of motion artifact. The system is constructed and evaluated *in vitro* for glucose-doped water solutions, whose concentrations are 0~600 mg/dL with increment of 100 mg/dL, the standard error of predicted results of glucose concentration is less than 10 mg/dL, demonstrating the repeatability and accuracy of the system.

**Key words** medical optics; dual modulation; noninvasive measurement; optical polarimetry; glucose monitoring

**OCIS codes** 170.3890; 220.4830; 170.1470

## 1 引 言

据国际糖尿病联合会(IDF)统计,目前全球大概有3.71亿糖尿病患者,估计到2030年将增加到5.52亿。

收稿日期: 2015-07-08; 收到修改稿日期: 2015-09-08

作者简介: 余振芳(1984—),女,博士研究生,主要从事光检测方面的研究。E-mail: yuzhenfang111@163.com

导师简介: 邱 琪(1965—),男,博士,教授,主要从事光通信及激光与应用技术等方面的研究。E-mail: qqiu@uestc.edu.cn

糖尿病已经成为世界上继肿瘤、心脑血管病之后第三大严重危害人类健康并导致死亡的慢性疾病<sup>[1]</sup>。糖尿病患者需要进行频繁的血糖检测来监测自身的血糖水平。但目前常见的血糖检测仪都是有创的,有创检测会降低患者顺从性,同时还会增加患者被感染的风险,因此无创血糖检测技术的研究具有重要的意义。

目前,光学法用于无创血糖检测是国际热点课题之一,按测量原理来分,光学法无创血糖测量的方法主要包括拉曼光谱法<sup>[2-3]</sup>、近红外光谱法<sup>[4-5]</sup>、偏振法<sup>[6-8]</sup>、中红外光谱法<sup>[9]</sup>,光学相干断层成像(OCT)<sup>[10-12]</sup>和光声光谱法<sup>[13-14]</sup>等。虽然各检测方法优缺点不同,但是偏振法在无创血糖检测中的应用已获得了专利和技术认可<sup>[15]</sup>,具有较大的应用前景。

偏振法最早应用于葡萄糖的工业生产过程。1957年,Gillham<sup>[16]</sup>报道了用于精确测量的旋光计。1979年, March等<sup>[17]</sup>首次采用偏振法通过测量眼球前房水<sup>[16,17-18]</sup>引起偏转角的变化来间接估计血糖浓度。后来,人们对偏振法无创血糖检测技术存在的问题<sup>[19-21]</sup>进行讨论与研究,并且在体外和兔活体中进行了初步实验<sup>[22]</sup>。目前,人眼运动引起的实时双折射是偏振法无创血糖技术的主要限制因素,为了克服这个问题,提出了双波长旋光计、双折射补偿器以及提高系统的响应速度三种方法<sup>[23-27]</sup>。在上述偏振测量系统中,激光器采用直流电压(DC)驱动,且系统达到稳定的响应速度由单一法拉第调制器<sup>[28]</sup>调制频率限制,由于采用DC驱动激光器和单一法拉第调制器,因此系统中存在电磁干扰(EMI)和激光1/f噪声等因素的影响<sup>[29-30]</sup>。本文从理论上分析了正弦激光调制和法拉第调制相结合的双调制偏振系统测量葡萄糖的可行性,建立了闭环单波长偏振检测系统并进行了葡萄糖水溶液测量实验以达到对该系统进行评估的目的。

## 2 理论分析

偏振法葡萄糖浓度检测是利用葡萄糖具有稳定的旋光性<sup>[31]</sup>,当一束线偏振光通过光学活性介质如含葡萄糖的溶液时,其透射光也是线偏振光且偏振方向将旋转一定角度,旋转角的大小为

$$[\alpha]_{\lambda} = \frac{\alpha}{LC} \quad (1)$$

式中  $[\alpha]_{\lambda}$  为特征偏转角,  $\alpha$  为光学活性物质引起的偏转角,  $L$  为测量样品的长度,  $C$  为样品的浓度。由(1)式可知,通过测量透射光的旋转角以及样品的长度  $L$ , 便可得出样品的浓度或人体血糖浓度。

设计的双调制偏振光旋转角测量系统的关键是检测由激光调制频率和法拉第调制频率产生的混频(和频或差频)微弱信号的大小,该信号的大小由样品浓度决定,通过锁相放大器(LIA)检测混频信号的大小即可获得样品的浓度。锁相放大器采用了一个相敏检波器(PSD)及积分器来抑制噪声,并检测出特定频率信号的幅值和相位。锁相放大器检测信号的原理为

$$\begin{aligned} V_{\text{psd}} &= V_{\text{sig}} V_{\text{ref}} \sin(\omega_{\text{sig}} t + \theta_{\text{sig}}) \sin(\omega_{\text{ref}} t + \theta_{\text{ref}}) \\ &= \frac{1}{2} V_{\text{sig}} V_{\text{ref}} \cos[(\omega_{\text{ref}} - \omega_{\text{sig}})t + \theta_{\text{sig}} - \theta_{\text{ref}}] - \frac{1}{2} V_{\text{sig}} V_{\text{ref}} \cos[(\omega_{\text{ref}} + \omega_{\text{sig}})t + \theta_{\text{sig}} + \theta_{\text{ref}}] \end{aligned} \quad (2)$$

式中  $V_{\text{sig}}, V_{\text{ref}}$  分别为探测信号和参考信号的幅度,  $\omega_{\text{sig}}, \omega_{\text{ref}}$  分别为探测信号和参考信号的频率,  $\theta_{\text{sig}}, \theta_{\text{ref}}$  分别为探测信号和参考信号的相位。若  $\omega_{\text{sig}} = \omega_{\text{ref}}$ , 通过低通滤波器后,输出信号为

$$V_{\text{psd}} = \frac{1}{2} V_{\text{sig}} V_{\text{ref}} \cos(\theta_{\text{sig}} - \theta_{\text{ref}}) \quad (3)$$

通过(3)式实现参考信号与检测信号的同步,在双调制偏振系统中有利于改善系统测量的精确性。图1所示为双调制偏振光葡萄糖浓度检测系统的原理图。

由频率为  $f_c$  的正弦载波信号调制的红外激光器作为光源,光束经起偏器P后变成线偏振光,经法拉第补偿器(FC)和样品检测后,由法拉第调制器(FM)调制,调制器由频率为  $f_m$  的正弦信号通过功率放大器驱动,再通过偏振方向与起偏器P偏振方向垂直的检偏器A,最后由光电探测器探测。

设葡萄糖引起的旋转角为  $\varphi_g$ , 法拉第调制器的调制深度引起光偏振面变化的最大偏转角为  $\theta_m$ , 法拉第补偿器的补偿角为  $\varphi_r$ , 光路中(从起偏器开始)的光强和电场强度利用琼斯矩阵可表示为

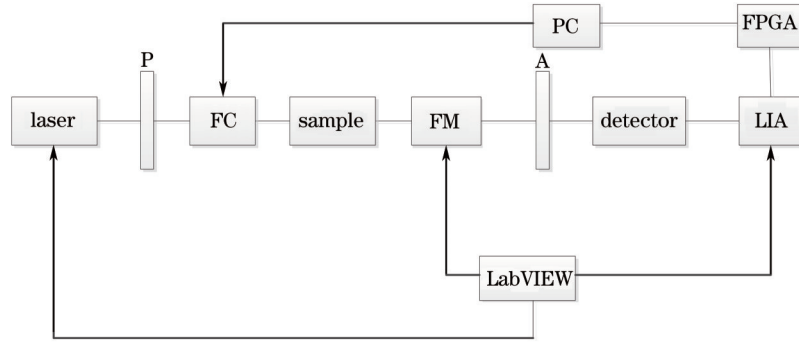


图1 单波长双调制偏振光检测系统原理图

Fig.1 Block diagram of dual-modulation single-wavelength optical polarimetry system

$$\mathbf{E} = \begin{bmatrix} E_x(t) \\ E_y(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos \varphi_g & -\sin \varphi_g \\ \sin \varphi_g & \cos \varphi_g \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos[\theta_m \sin(2\pi f_m t)] & -\sin[\theta_m \sin(2\pi f_m t)] \\ \sin[\theta_m \sin(2\pi f_m t)] & \cos[\theta_m \sin(2\pi f_m t)] \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \cos \varphi_f & \sin \varphi_f \\ -\sin \varphi_f & \cos \varphi_f \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \sqrt{V_{DC} + V_c \sin 2\pi f_c t} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sqrt{V_{DC} + V_c \sin 2\pi f_c t} \times \sin[\theta_m \sin(2\pi f_m t) + \varphi_g - \varphi_f] \\ 0 \end{bmatrix}, \quad (4)$$

式中  $V_{DC}$  为直流偏置电压,  $V_c$  为载波信号的幅度,  $t$  为时间。由于  $\theta_m \sin(2\pi f_m t)$  很小, 因此  $\sin[\theta_m \sin(2\pi f_m t)] \approx \theta_m \sin(2\pi f_m t)$ , 并且  $\varphi = \varphi_g - \varphi_f$ , 由于  $\sin^2 x = \frac{1 - \cos 2x}{2}$ , 探测器探测的光强为

$$I \propto V_{DC} \left( \varphi^2 + \frac{\theta_m^2}{2} \right) + \left( \varphi^2 + \frac{\theta_m^2}{2} \right) V_c \sin 2\pi f_c t + \varphi \theta_m V_c \cos[2\pi(f_c - f_m)t] - \varphi \theta_m V_c \cos[2\pi(f_c + f_m)t] - \frac{\theta_m^2 V_c}{4} \sin[2\pi(f_c - 2f_m)t] - \frac{\theta_m^2 V_c}{4} \sin[2\pi(f_c + 2f_m)t] + 2V_{DC} \varphi \theta_m \sin(2\pi f_m t) + \frac{V_{DC} \theta_m^2}{2} \cos(4\pi f_m t) \quad (5)$$

从(5)式可以看出,若系统中未放置活性介质时,  $\varphi = 0$ , 探测器探测到的信号频率成分有  $f_c, 2f_m, f_c \pm 2f_m$  以及谐波和噪声等,在这种情况下,信号中不包含  $f_m$  构成的混频信号,这种状态称之为零态;当光路中放置光学活性样品如葡萄糖溶液等,光偏振面将旋转  $\varphi_g$ , 探测信号频率除零态成分外还含有混频  $f_c \pm f_m$ , 且混频信号的大小与旋转角  $\varphi_g$  的大小成比例,通过检测该混频信号从而获得葡萄糖溶液的浓度。

光电探测器将探测到的透射光信号转换为电信号,经前置放大器预放大后输入到锁相放大器来解调频率为  $f_r = f_m + f_c$  的信号后,输出与  $f_r$  信号成正比的直流电压,该电压由比例积分微分(PID)控制系统反馈输出后驱动法拉第补偿器来补偿由葡萄糖引起的偏转,即  $\varphi_f = \varphi_g$ , 因此可通过测量补偿器补偿电压来获得葡萄糖溶液的浓度。

### 3 实验系统及结果

#### 3.1 实验系统

检测系统的光学元件和光电元件安装在光学平台上,使其固定并方便调整。波长为 830 nm, 辐射功率为 35 mW(Power Technology Inc., 美国)的红外激光器由频率为 48.15 kHz 的正弦载波信号经线性放大后调制发光,载波信号由图形化编程语言 LabVIEW(National Instruments, 美国)和一块 PCI-6713(National Instruments, 美国)多功能数据采集卡设计的同步正弦信号发生器产生。激光光束通过起偏方向为 X 轴的 100000:1 的格兰-汤普森起偏器 P(Newport, 美国)后变为线性偏振光,然后光束通过法拉第补偿器、样品后由 FM 调制,FM 由同步正弦信号发生器产生 4.85 kHz 的正弦波经功率放大器后驱动,调制深度大约为 1°。透射通过检偏器 A 的信号光强度由探测器(Thorlabs, 美国)转化为电信号,电信号由带宽放大器放大后作为输入信号输入到 SR830LIA,解调频率为 53 kHz 的信号后输出 DC 信号,DC 信号经 LabVIEW 汇编语言的 PID 控制系统输出,PID 控制系统的参数由齐格勒-尼科尔斯方法<sup>[32]</sup>整定,利用 PID 控制系统使反馈系统稳定,同时使系统具有最优的动态响应。PID 输出的信号经线性放后来驱动 FC。

### 3.2 实验结果与讨论

为了检验系统的性能与稳定性,对葡萄糖水溶液进行测量。系统中使用 1 cm 的光学试管来盛放样品,调整试管的方向使光垂直入射,并在整个实验过程中保持不变。配置 0~600 mg/dL、间隔 100 mg/dL 的葡萄糖水溶液,不同浓度的样品是由浓度为 1000 mg/dL 的葡萄糖溶液与蒸馏水稀释配置而成。

在试管中注入样品,利用该偏振系统对不同浓度的葡萄糖溶液进行了两次测量,来验证系统的重复性与精确性,测量方法与 Casey<sup>[26]</sup>测量方法相似。图 2 是测量的法拉第补偿电压与实际葡萄糖浓度之间的关系。由图 2 看出,两次测量具有高线性度,相关系数为 0.9994。采用线性回归模型得到了葡萄糖溶液的浓度,图 3 为葡萄糖浓度测量值与实际葡萄糖浓度的关系曲线,两次测量的结果具有高线性度且斜率相同,相关系数为 0.9983,数据中没有偏离值。两次测试结果标准差(SEP)分别为 6.5 mg/dL 和 9.7 mg/dL,小于 10 mg/dL,因此系统的精确性小于 0.0004°,达到了无激光调制情况下的测量精度<sup>[8]</sup>,实验表明该系统具有测量人体血糖浓度水平的潜力。在图 1 所示的单波长闭环偏振测量系统中,系统响应时间主要由锁相放大器和 PID 控制系统的响应时间决定,PID 控制系统的响应时间由其本身特性决定;而锁相放大器的响应时间与其检测信号频率和低通滤波器的时间常数有关。系统的响应时间可以由反馈系统的稳定时间表示。该系统采用双调制的方法减少了锁相放大器的响应时间,进而减少了系统达到稳定的时间;并可以克服先前由直流电压驱动激光器和单一法拉第调制器构成的偏振系统达到稳定的时间仅由单一法拉第调制器的调制频率限制的问题<sup>[8,18,20,22-24]</sup>。图 4 是系统的时间响应曲线,从图 4 可以看出,稳定时间为从稳态值的 10% 上升到稳态值 90% 所需的时间,即系统达到稳定的时间小于 10 ms,与法拉第调制频率较低的偏振系统<sup>[8,24]</sup>相比较,响应速度提高了大约 30 倍,该响应速度可有效克服由心跳和呼吸<sup>[33]</sup>引起人眼运动产生的双折射对测量的影响。

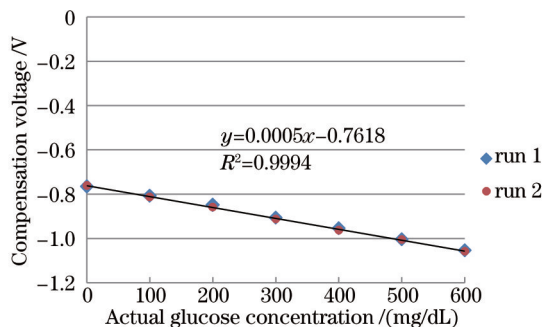


图 2 补偿电压与实际葡萄糖浓度的关系

Fig.2 Compensation voltage as function of actual glucose concentration

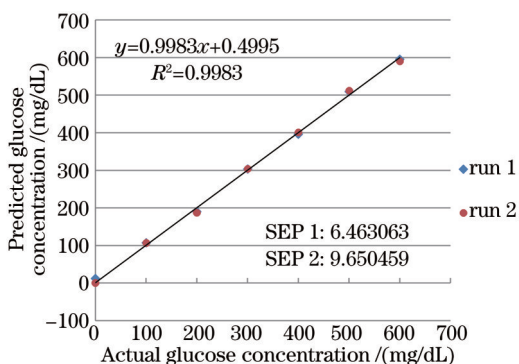


图 3 葡萄糖浓度预测值与葡萄糖浓度实际值的关系

Fig.3 Predicted glucose concentration as function of actual glucose concentration

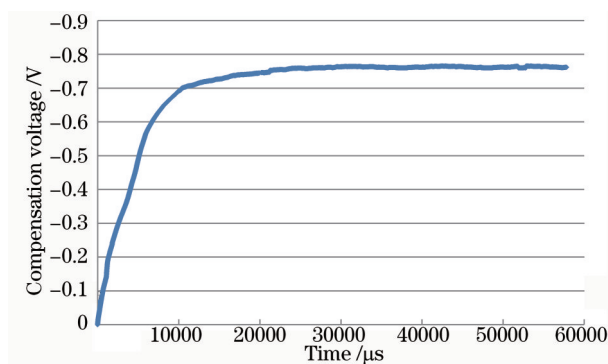


图 4 系统时间响应曲线

Fig.4 Response of system

## 4 结 论

从理论上推导了激光调制与法拉第调制相结合的双调制偏振测量系统进行葡萄糖浓度检测的可行性,构建了实时闭环单波长双调制偏振光葡萄糖浓度检测系统,进行了两次葡萄糖水溶液浓度测量实验,预测

误差分别为 6.5 mg/dL 和 9.7 mg/dL, 小于 10 mg/dL, 精确性小于  $0.0004^\circ$ , 验证了检测系统的重复性与精确性。双调制法缩短了锁相放大器的响应时间, 进而减少了系统达到稳定的时间, 使系统达到稳定的时间小于 10 ms, 该响应速度可有效克服由心跳和呼吸引起的人眼运动对测量的影响, 有利于实现偏振法在无创血糖检测中的应用; 可以克服先前由直流电压驱动激光器和单一法拉第调制器构成的偏振系统达到稳定的时间仅由单一法拉第调制器的调制频率限制的问题; 同时, 双调制法可有效降低低频调制下激光的  $1/f$  噪声和电磁干扰, 有提高系统信噪比的潜力。通过双调制方法减少了单波长偏振系统达到稳定的时间, 从而减小偏振法通过前房水检测人体血糖浓度时人眼运动引起的双折射对测量结果的影响, 因此可通过双调制与双波长测量相结合的方法进一步减小血液中其他活性物质和人眼运动引起的双折射对测量结果的影响, 实现偏振法在无创血糖检测中的应用。

## 参 考 文 献

- 1 Alwan A. Global status report on noncommunicable diseases 2010[R]. World Health Organization, 2011.
- 2 McNichols R J, Coté G L. Optical glucose sensing in biological fluids: An overview[J]. *Journal of Biomedical Optics*, 2000, 5(1): 5–16.
- 3 Khalil O S. Spectroscopic and clinical aspects of noninvasive glucose measurements[J]. *Clinical Chemistry*, 1999, 45(2): 165–177.
- 4 Wu Chunyang, Lu Qipeng, Ding Haiquan, *et al.*. Noninvasive blood glucose sensing with near-infrared spectroscopy based on interstitial fluid[J]. *Acta Optica Sinica*, 2013, 33(11): 1117001.  
吴春阳, 卢启鹏, 丁海泉, 等. 利用人体组织液进行近红外无创血糖测量[J]. *光学学报*, 2013, 33(11): 1117001.
- 5 Marbach R, Koschinsky T, Gries F A, *et al.*. Noninvasive blood glucose assay by near-infrared diffuse reflectance spectroscopy of the human inner lip[J]. *Applied Spectroscopy*, 1993, 47(7): 875–881
- 6 Rabinovitch B, March W F, Adams R L. Noninvasive glucose monitoring of the aqueous humor of the eye: Part I. Measurement of very small optical rotation[J]. *Diabetes Care*, 1982, 5(3): 254–258.
- 7 March W F, Rabinovitch B, Adams R L. Noninvasive glucose monitoring of the aqueous humor of the eye: Part II. Animal studies and the scleral lens[J]. *Diabetes Care*, 1982, 5(3): 259–265.
- 8 Cameron B D, Coté G L. Noninvasive glucose sensing utilizing a digital closed-loop polarimetric approach[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1997, 44(12): 1221–1227.
- 9 Kottmann J, Rey J M, Luginbühl J, *et al.*. Glucose sensing in human epidermis using mid-infrared photoacoustic detection[J]. *Biomedical Optics Express*, 2012, 3(4): 667–680.
- 10 Su Y, Meng Z, Wang L, *et al.*. Effect of temperature on noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* using optical coherence tomography [J]. *Chinese Optics Letters*, 2014, 12(11): 111701.
- 11 Su Ya, Meng Zhuo, Wang Longzhi, *et al.*. Correlation analysis and calibration of noninvasive blood glucose monitoring *in vivo* with optical coherence tomography[J]. *Chinese J Lasers*, 2014, 41(7): 0704002.  
苏 亚, 孟 卓, 王龙志, 等. 光学相干层析无创血糖检测中相关性分析及标定[J]. *中国激光*, 2014, 41(7): 0704002.
- 12 Zhu Yue, Gao Wanrong, Guo Yingcheng. A method of improving imaging quality of full-field optical coherence tomography[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, 35(5): 0517001.  
朱 越, 高万荣, 郭英呈. 提高全场光学相干层析系统成像质量的方法[J]. *光学学报*, 2015, 35(5): 0517001.
- 13 Zeng L, Liu G, Yang D, *et al.*. Design of a portable noninvasive photoacoustic glucose monitoring system integrated laser diode excitation with annular array detection[C]. *SPIE*, 2009, 7280: 72802F.
- 14 MacKenzie H A, Ashton H S, Spiers S, *et al.*. Advances in photoacoustic noninvasive glucose testing[J]. *Clinical Chemistry*, 1999, 45(9): 1587–1595.
- 15 Cameron B D. Noninvasive birefringence compensated sensing polarimeter[P]. US Patent WO2005067522A2, 2007.
- 16 Gillham E J. Photoelectric polarimeter using the Faraday effect[J]. *Nature*, 1956, 178(4547): 1412–1413.
- 17 March W, Engerman R, Rabinovitch B. Optical monitor of glucose[J]. *ASAIO Transactions*, 1979, 25(1): 28–31.
- 18 Cameron B D, Gorde H W, Satheesan B, *et al.*. The use of polarized laser light through the eye for noninvasive glucose monitoring[J]. *Diabetes Technology & Therapeutics*, 1999, 1(2): 135–143.
- 19 King T W, Coté G L, McNichols R, *et al.*. Multispectral polarimetric glucose detection using a single Pockels cell[J]. *Optics Engineering*, 1994, 33(8): 2746–2753.
- 20 Malik B H, Coté G L. Modeling the corneal birefringence of the eye toward the development of a polarimetric glucose sensor[J]. *Journal*

- of Biomedical Optics, 2010, 15(3): 037012.
- 21 Pirnstill C W, Coté G L. Modeling the optical coupling across the anterior chamber of the eye towards polarimetric glucose sensing[C]. SPIE, 2014, 8951: 895107.
- 22 Pirnstill C W, Malik B H, Gresham V C, *et al.*. *In vivo* glucose monitoring using dual-wavelength polarimetry to overcome corneal birefringence in the presence of motion[J]. Diabetes Technology & Therapeutics, 2012,14(9): 819-827.
- 23 Wan Q J, Coté G L. Dual-wavelength polarimetry for monitoring glucose in the presence of varying birefringence[J]. Journal of Biomedical Optics, 2005, 10(2): 024029.
- 24 Malik B H, Coté G L. Real-time, closed-loop dual-wavelength polarimetry for monitoring glucose[J]. Journal of Biomedical Optics, 2010, 15(1): 017002.
- 25 Cameron B D, Anumula H. Development of a real-time corneal birefringence compensated glucose sensing polarimeter[J]. Diabetes Technology & Therapeutics, 2006, 8(2): 156-164.
- 26 Pirnstill C W, Grunden D, Coté G L. Polarimetric glucose sensing *in vitro*: A high frequency approach[C]. SPIE, 2013, 8591: 859101.
- 27 Grunden D T, Pirnstill C W, Coté G L. High-speed dual-wavelength optical polarimetry for glucose sensing[C]. SPIE, 2014, 8951: 895111.
- 28 Cai Wei, Wu Fancheng, Yang Zhiyong, *et al.*. Research on magneto-optic modulation technology and application[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2015, 52(6): 060003.  
蔡 伟, 伍樊成, 杨志勇, 等. 磁光调制技术与应用研究[J]. 激光与光电子学进展, 2015, 52(6): 060003.
- 29 Wang Y. Development of Novel Mid-Infrared Spectrometers Based on Quantum Cascade Lasers[D]. Princeton: Princeton University, 2013.
- 30 Brumfield B, Sun W, Wang Y, *et al.*. Dual modulation Faraday rotation spectroscopy of HO<sub>2</sub> in a flow reactor[J]. Optics Express, 2014, 39(7): 1783-1786
- 31 McMurry J. Organic Chemistry[M]. Pacific Grove: Cole Publishing Company, 1982: 284-325.
- 32 Franklin G F, Powell D J, Emami-Naeini A. Feedback Control of Dynamic Systems[M]. Upper Saddle River: Prentice Hall PTR, 2001.
- 33 Baba J S, Cameron B D, Theru S, *et al.*. Effect of temperature, pH, and corneal birefringence on polarimetric glucose monitoring in the eye[J]. Journal of Biomedical Optics, 2002, 7(3): 321-328.

栏目编辑: 吴秀娟