

眼压测量与眼底图像动态采集系统设计

赵兴群, 沈燕婉

东南大学生物科学与医学工程学院, 南京 210096

摘要 眼疾的诊断与治疗中发现,青光眼是高眼压及昼夜变化引起的视神经头变质,是导致失明的第二大主因。只有发现眼压异常升高并伴有视野缺损和眼底视盘改变时,才可诊断为青光眼。因此,眼压和眼底血管网络是诊断青光眼的两个重要参数。本文基于 Goldmann 压平眼压计原理,实现通过单次测量同时获取眼压值与眼底图像。以 FPGA 为核心,通过光学探头触压角膜完成眼压测量与眼底图像的动态采集。眼压测量通过 Nios II 嵌入式软核控制驱动光学探头触压角膜的压力,利用角膜压平至一定面积时对应的压力获取眼压值。眼底图像的动态采集系统包括照明系统和观察系统两部分。照明系统选择柯拉照明,而观察系统通过图像传感器采集角膜压平图像和眼底图像,并上传至主机进行显示和保存等。该系统可以便捷有效地实现眼压值的计算与图像的实时动态采集、USB 上传、显示与存储,提供青光眼诊断的两个重要指标。

关键词 眼压;眼底图像;FPGA;光学探头;USB

中图分类号 TP302

文献标识码 A

doi 10.3981/j.issn.1000-7857.2012.21.010

The Design of Dynamic Acquisition System for Intraocular Pressure and Fundus Image

ZHAO Xingqun, SHEN Yanwan

School of Biological Science & Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China

Abstract Glaucoma is the degeneration of the optic nerve head caused by elevated Intraocular Pressure (IOP) and diurnal variations. It is the second leading cause of blindness. The pathogen of glaucoma is very complex. Although abnormal elevation of IOP is the main reason, visual field defects and optic disc changes in eyes are also the symptoms. Therefore, IOP and fundus are two important and indispensable parameters for the diagnosis of glaucoma. Based on the principle of Goldmann applanation tonometer, the IOP measurement and fundus image are obtained by a single measurement. FPGA is the core unit of this design, the value of IOP and the acquisition of dynamic fundus images are measured by the optical probe which is pushed to contact the eye. IOP is measured by the software of Nios II which controls the probe pressure by using embedded soft-core. The value is indirectly calculated through selected appropriate algorithm of image segmentation for corneal flattening area. Design of dynamic fundus image acquisition system includes lighting system and observation system. The lighting system is made up of Cora lighting. The observation system acquires flattening corneal images and the fundus images in the process by means of imaging sensor. In order to verify the function of this system, the experiments, such as simulated eyeball and live animals, are carried out. The system is able to calculate IOP, acquire real-time dynamic images, and display and store images quickly and easily. It provides two important and indispensable parameters for the diagnosis of glaucoma.

Keywords IOP; fundus image; FPGA; optical probe; USB

0 引言

眼压(IOP)维持眼球的形态、光学特性及保持眼内液体循环。眼底图像中人体唯一能进行直接观察的小动脉、小静

脉血管网络^[1]即视网膜血管网络利于眼疾等疾病的识别。常见眼疾中不可逆性盲的青光眼^[2]在诊断过程中需要对视野缺损、视神经萎缩和眼压升高的三大特征进行全面检查。由于

收稿日期:2012-05-24;修回日期:2012-06-21

作者简介:赵兴群,教授,研究方向为生物医学工程与物理电子学,电子信箱:ndt@seu.edu.cn

至今青光眼仍无有效的治疗手段^[3], 早期检测至关重要。现今青光眼的诊断需通过视野计、眼压计和眼底检测仪逐次检测, 步骤复杂繁琐。

眼压测量方法有指测法、直接检测法及眼压计测量方法。直接检测法具有侵入性, 该方法不适用于常规检测中。指测法凭借医生经验和手指触摸估略, 得到的眼压值误差大。眼压计测量方法是现今常用的眼压测量手段。眼压计按眼球受力与变形的关系分压平式与压陷式两类。近几年来也出现了一些新兴的眼压计, 如 NCT 非接触眼压计^[4]、TonoVet、Icare 回弹性眼压计等, 其基本原理类似, 大都基于力与形变的关系。眼底检测常用的仪器有检眼镜、眼底照相机、扫描激光眼底镜、光学相干断层摄像等。

由于青光眼诊断的复杂性, 单一的眼科检测结果并不能确诊青光眼。然而目前的眼科检测仪器只能测量单一的参数。即检查时先用眼压计测量眼压, 然后再用检眼镜或眼底照相机观察眼底视盘改变。要想准确地诊断青光眼, 必须进行多次检测。通过对青光眼测量程序与医疗费用的分析, 本设计具有针对性地对检测系统进行了优化设计。基于国际公认的 Goldmann 压平式标准, 利用 FPGA、Nios II 软核、外扩的压力控制模块、图像采集模块、USB 传输模块和后期图像数据处理, 实现眼压测量和眼底图像的动态采集。满足单一测量获取双参数, 便于更准确快速地诊断眼疾及高血压、动脉硬化、糖尿病^[5]等疾病, 控制病灶。

1 眼压测量原理

变力压平眼压计在临床上应用最广。无论是最经典的 Goldmann 压平式眼压计, 还是新型的 Icare 回弹性压平眼压计, 其原理都是由外部压力对眼球施压, 使角膜凸面从凸至平缓变而不下陷。依据测量时达到的一定角膜压平面积对应的压力即为眼压值。区别仅是产生的外部压力的方式与衡量角膜压平面积的计算方法不同。

本设计通过外部施力驱动光学探头触压眼球。光学探头与角膜接触部分为平凸透镜的平面部分。现有的探头直径为 7.2mm, 触压原理如图 1 所示。其中, F 为施压于光学探头使角膜压平的外力, N ; P 为球体内压力值, Pa ; A 为压平球体表面

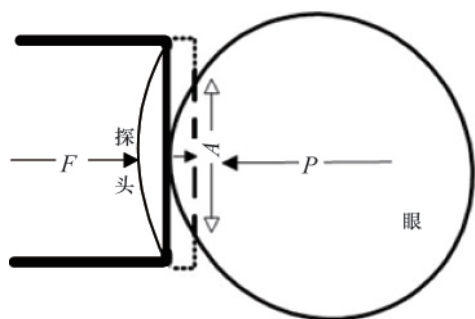


图 1 光学探头触压压平式原理

Fig. 1 Principle of flatten cornea used by optical probe

面积, m^2 。

假设眼球是一个充满液体的理想薄壁富有弹性的球体, 利用力的平衡, 根据 Imbert-Fick 定律计算眼压。考虑到眼球中角膜表面张力 S 和角膜硬度 B , 有^[6]

$$F+S=P \cdot A+B \tag{1}$$

为简化计算, 忽略角膜表面张力与角膜硬度两个因素。因此, 通过测得角膜压平面积 A 和外力 F 值, 可得眼压值:

$$IOP=P=F/A \tag{2}$$

眼压的常用单位为 mmHg, 汞的比重 ρ 为 $13.6g/cm^3$, 设 F 为 1g 质量对应的力, 则 IOP 对应的 mmHg h 有:

$$h=\frac{IOP}{\rho g}=\frac{F}{\rho g A}=1 \tag{3}$$

即 1g 的外力相当于 10mmHg。

由于成年男性角膜横径平均为 11.04mm, 女性为 10.05mm^[7], 压平角膜直径 $>3.5mm$ 时, 眼球壁的硬度较低, 眼球的张力变化较大, 导致假性低眼压, 影响式(2)的假设所测值的精准性。而压平直径 $<3mm$ 将造成角膜内皮与上皮间的面积不等, 所测结果误差较大。可设压平角膜的直径在 3—3.5mm 范围内, 探头的施压大小与压平面积呈正比^[8]。如 Goldmann 眼压计的探头直径为 5.8mm, 选择的角膜压平直径为 3.06mm。所测得的角膜压平直径 3.06mm 对应的压力值即为眼压。

本设计眼压测量的压平直径选取两个不同值。一是选用压平直径为 3.06mm, 角膜的压平面积 $7.354mm^2$ 时对应的压力。外部施压范围为 $(0-7.84) \times 10^{-2}N$, 对应的质量 0—8g。

压平直径另一选择为 6mm, 考虑眼压形成的主要因素房水, 触压过程大约排出 $8\mu L$ 容积的房水, 所测眼压比原始眼压高 6—7mmHg^[9]。

2 总体设计

2.1 系统硬件平台设计

2.1.1 照明系统

光学系统中的照明结构一般分直接照明、临界照明和柯拉照明。在本系统中, 照明选择如图 2 所示。采用柯拉照明, 便于调节观察眼底的光亮度, 同时提高照明均匀。照明系统包括光源灯泡、使灯泡发射的发散光汇聚成平行光的聚光透镜、控制投射在眼底视网膜血管上具体光斑大小的光阑、将透过光阑的平行光汇聚的透射透镜和反射至眼部的反射镜。光阑的孔径大小决定照明光束在角膜上的断面大小^[9], 相应的孔径越大则光斑越大。

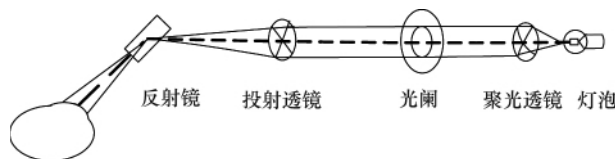


图 2 照明系统示意

Fig. 2 Block diagram of lighting system

2.1.2 观察系统

本系统硬件框图如图 3 所示, 整个系统的硬件设计以 FPGA EP3C16Q240 为核心。FPGA 核心控制模块控制并反馈驱动光学探头压迫眼球、使角膜形变的施力。测压的探头内

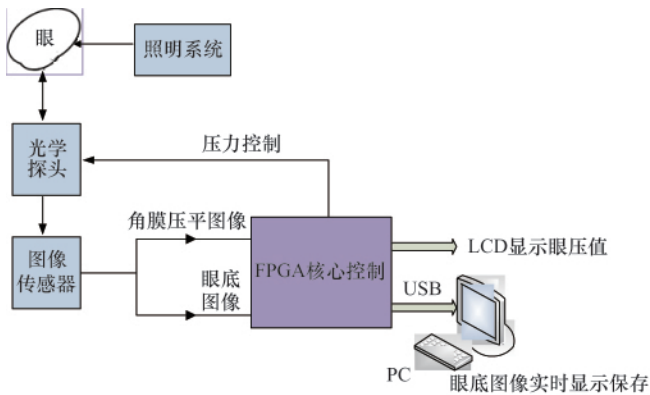


图 3 系统硬件原理

Fig. 3 Hardware schematic

设有双光路。图像传感器设置在光路的末端,记录角膜形变和眼底图像。为满足采集的图像能够实时地传输,选择通用性强、低成本的 USB 数据传输通道上传至上位 PC 机。其中,图像传感器选用 Micron 公司的 1/2 英寸 130 万像素 CMOS 传感器芯片 MT9M001C12STM。该芯片上集成 10 位高速 AD 和放大器,能提供每个像素 10 位数据及同步的行有效、帧有效和像素时钟信号,并可设置图像尺寸、曝光时间、增益等参数^[9]。FPGA 核心控制模块含有外扩的 SDRAM 高速缓存,选择的是 Hynix 公司的 H57V2562GTR-75C。USB 接口芯片选择 Cypress 公司的 EZ-USB FX2 CY7C68013A。

2.2 系统软件平台设计

测量系统的软件设计主要分为两部分:FPGA 程序设计和 USB 程序设计,如图 4 所示。其中,FPGA 设计包括 FPGA 逻辑设计和 Nios II 软核设计,两者通过 Avalon 总线相互联系。FPGA 逻辑作为底层的核心控制单元,完成对图像传感器和 SDRAM 等外设的逻辑控制;Nios II 软核完成阈值分割和面积计算等图像处理算法,并用于控制触压眼球的探头压力

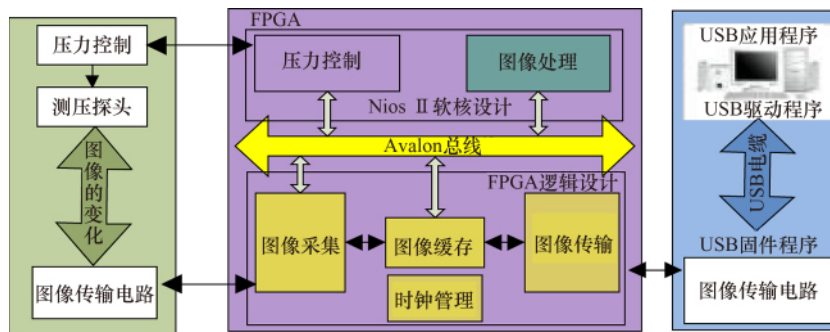


图 4 系统软件框架

Fig. 4 Software framework

的产生和变化等。USB 设计包括固件程序、驱动程序和应用程序 3 部分,完成眼底图像的实时上传。其中,USB 固件作为 FPGA 和上位机应用程序中间的桥梁,负责传递上位机的指令并将采集到的图像数据上传;驱动程序将底层的处理封装后提交给应用程序调用,并解析应用程序的指令传递给固件程序;应用程序则在驱动程序的基础上完成图像数据的处理和显示,并进行所需的人机交互。

3 眼底图像动态采集逻辑设计

如图 5 所示,采用 FPGA 实现外设的逻辑控制,控制图像采集、缓存、传输和时钟。FPGA 与 CMOS 图像传感器实现功能包括提供 CMOS 工作时钟、设置 CMOS 工作模式和接收 CMOS 图像数据,连接线路实现图像帧同步。通过确定图像传感器输出数据时序、帧率及增益等参数,进行图像采集控制。

图像采集采用的 MT9M001 图像传感器,默认的图像帧频为 30fps,有效像素为 1280x1024^[9]。由双光路采集角膜压平图像和眼底图像,需通过专用的串口协议设置图像传感器的

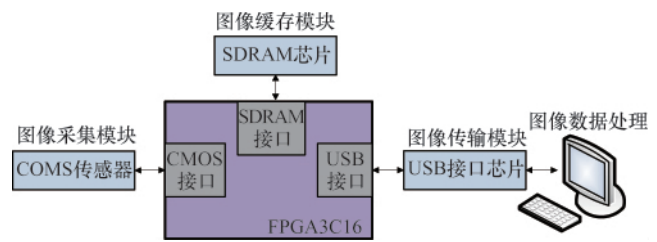


图 5 图像采集单元结构

Fig. 5 Block diagram of image acquisition unit

相关寄存器。测量系统的图像大小有两种模式:512x512 (25fps)和 64x64(200fps)。依据表 1 所示的图像传感器配置的相关寄存器可知图像的帧频由窗口和消隐寄存器共同控制。

3.1 帧率设置

图像传感器可以工作于不同的时钟/帧率比以满足不同的应用需要。时钟主频最高为 48MHz,最低为 1MHz,能够提供不同帧率和格式的图像,表 2 为默认图像大小时图像传感器在不同时钟下能够提供的最大帧率。

表 1 图像传感器需配置的相关寄存器

Table 1 List of registers and default values of MT9M001

寄存器	功能	默认值	配置值
0x01	行起始	0x000C	0x0100
0x02	列起始	0x0014	0x0100
0x03	窗口高	0x03FF	0x003F, 0x003F
0x04	窗口宽	0x04FF	0x01FF, 0x01FF
0x05	水平消隐	0x0009	0x0009
0x06	垂直消隐	0x0019	0x0019
0x09	快门宽度	0x0419	0x0067
0x2B	偶行偶列增益	0x0008	0x0067
0x2C	奇行偶列增益	0x0008	0x0067
0x2D	偶行奇列增益	0x0008	0x0067
0x2E	奇行奇列增益	0x0008	0x0067
0x35	全局增益	0x0008	SETCMOSGAIN

表 2 不同主频时钟和图像格式下的最大帧率

Table 2 Maximum frame frequency with different master clocks and image formats

主频时钟/MHz	SXGA 格式 (1280x1024) 帧率/fps
48	30
24	15
12	7.5
6	3.25
3	1.875
1	0.625

测量系统要求图像传感器在较小的窗口 (512x512 或 64x64) 下提供更高的帧率, 帧率的提高通过对窗口寄存器的值相应减小实现。其中寄存器 0x03 和 0x04 分别对应图像的行和列, 而图像在 CMOS 整个感光区域的起始位置可以通过寄存器 0x01 和 0x02 设置, 前者对行起始, 后者对列起始。为避免受室内光源频闪影响而出现的图像条纹状闪动, 在 50Hz 工频情况下积分时间 t_{int} 必须是 1/100 的整数倍^[7]。

图像传感器工作主频为 24MHz, Reg0x05 和 Reg0x0C 均使用默认值。因此, 只需设置寄存器 0x09 的值, 就能设置帧率。测量系统要求的图像帧率为 25fps (512x512) 和 200fps

(64x64), 计算得出寄存器 0x09 的值分别为 0x04F6 和 0x00DA。

3.2 增益设置

传感器工作环境的光强不同会影响图像的成像质量。通过设置寄存器 0x2B、0x2C、0x2D 和 0x2E 可以单独设置图像各行各列的像素增益, 而寄存器 0x35 控制全局增益, 具体增益设置如下^[6]:

Gain ≤ 8 时,

$$Gain = (\text{bit}[6] + 1) \times (\text{bit}[5:0] \times 0.125)$$

Gain > 8 时,

$$Gain = 8.0 + \text{bit}[2:0] \quad (\text{此时 bit}[6]=1 \text{ 且 bit}[5]=1)$$

由此可见, 当寄存器值为 0x00 时, 增益最小为 1; 当寄存器值为 0x67 时, 增益最大为 15。由于 bit[6] 是增益设置的可选因子, 同样的增益就可以有不同的设置方式, 但是有些设置会产生不可预知的噪声, 因此 Micron 公司给出了各个增益值的参考设置 (表 3)。该测量系统中, 图像各个分量通道的增益都设置成最大, 而全局增益由上位机通过参数 SETCMOSGAIN 设置。

表 3 不同增益范围寄存器参考值

Table 3 Gain setting recommendation

增益	增长步长	寄存器参考值
1.000—4.000	0.125	0x08—0x20
4.25—8.00	0.25	0x51—0x60
9.0—15.0	1.0	0x61—0x67

3.3 FPGA 对图像的传输和存储设计

图像存储的关键是 SDRAM 控制器的设计, 包括系统控制接口、命令解析模块、命令响应模块和数据通路模块。

图像传输主要使用 EZ-USB FX2 中 Slave FIFO 模式, 外部控制器为 FPGA。在该工作模式时, FX2 的 CPU 不直接参与数据传输, 而是将 4KB 的 FIFO 作为 FPGA 和 USB 之间的数据通道。FPGA 和 USB 可直接共享这些 FIFO, 并允许 FPGA 将数据连续传输到 FIFO。当 FIFO 写满以后自动提交给 USB, 能很好解决 USB 高速模式传输眼底动态变化时带宽问题^[6]。

图 6 为 USB 传输模块的时序仿真图, 可见其时序满足设计要求。

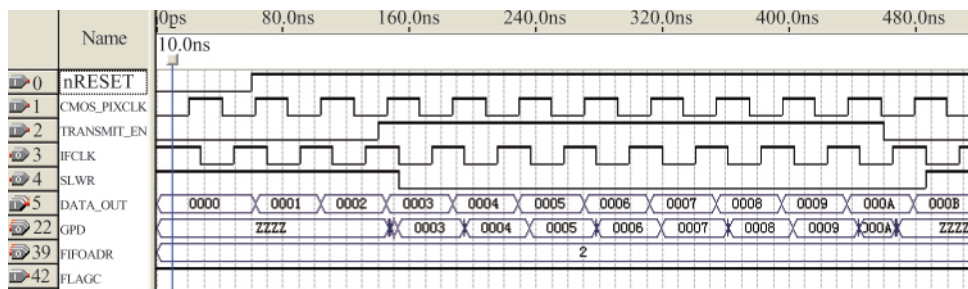


图 6 USB 传输模块时序仿真

Fig. 6 Timing simulation of USB transmission module

3.4 USB 应用程序设计

使用 MFC 编写上位机应用程序界面,实现外设与主机之间的数据连接通道,负责检查 USB 的连接情况;设置图像尺寸、帧率和增益;启动和停止采集的控制;图像的实时显示和保存。程序流程如图 7 所示。主线程负责打开 USB、设定端点、控制采集开始和停止等;采集线程负责接收数据、帧校验、数据格式转换并显示和保存图像等。

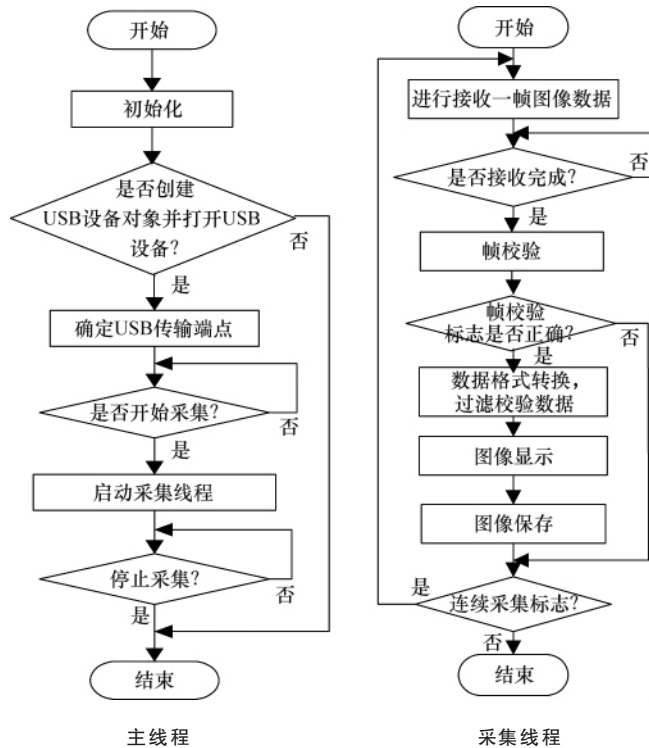


图 7 USB 应用程序软件流程

Fig. 7 Flowchart of USB application software

4 实例测试

眼底图像的实时显示帧率设置为 25fps,可根据光线强度设置增益。USB 2.0 的理论带宽为 60MB/s,本系统的 USB 数据绝对传输速率高达 41.4MB/s,实际图像的最高传输速率为 29.3MB/s。实验以橡皮球模型和兔眼测试。图 8 为由双层橡皮指套制成的橡皮球注水后模拟眼球,并与一导管相连,通过注射器调节导管中水位高度改变橡皮球内的压力,模拟不同的眼压。测量过程中,探头水平接触橡皮球外表面,并施加一个缓慢的线性增大的外部压力,直至探头压平橡皮球表面的面积达到合适大小。图像传感器记录橡皮球表面的变化过程,得到图 9 所示的水压为 25mmHg 时压力逐渐增大对应的一组模拟眼球的角膜受压图像。

图 10 为全局增益 5 与全局增益 1 时分别对应的兔眼图。通过对积分时间的设定控制图像帧率。512×512 像素的眼底图像的实际传输速率是 6.225MB/s,满足要求。

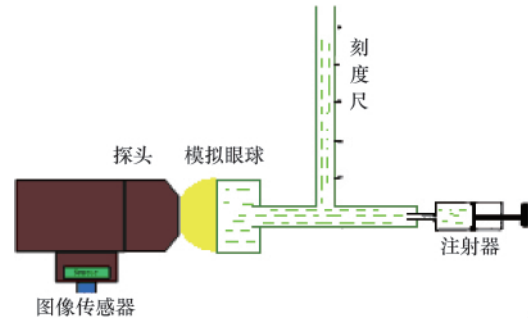


图 8 橡皮球模型实验示意

Fig. 8 Experimental system of rubber ball model

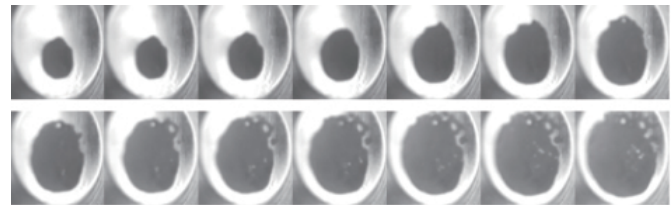
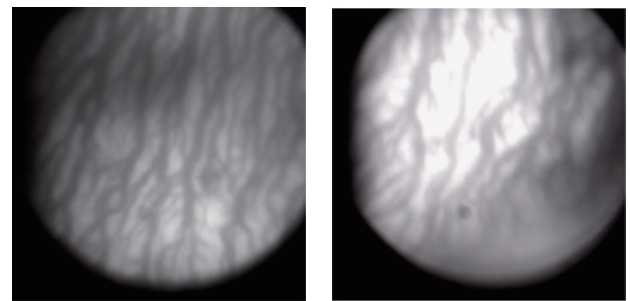


图 9 模拟眼球角膜受压图像

Fig. 9 Images of simulated eye corneal compression



(a) 全局增益 1 (b) 全局增益 5
(a) Total gain one (b) Total gain five

图 10 不同增益下的兔眼局部眼底图像

Fig. 10 Fundus images with different global gains

5 结语

本文基于 Goldmann 测压原理,介绍了利用 FPGA、Nios II 软核、USB 2.0 接口与外设实现了新型眼压测量与眼底图像动态采集的功能。其中外设包含光照系统、光学探头、图像传感器、SDRAM 及压力控制模块。系统实现了施压探头的压力控制、照明控制、图像的采集、传输、显示与保存,为下一步的眼球受压面积计算及与对应施力的结合得出实测压值的基础。通过研究工作的进一步深入,可望实现同时检查青光眼中两大特征参数,降低误诊率与测量时间。设计中眼底图像的采集、缓存及上传的模块设计具有较强的通用性,可以在其他方面得到应用。

参考文献 (References)

[1] 萧泽新. 眼底电视光学系统的设计[J]. 光学技术, 2005, 31(2): 170-

172.
Xiao Zexin. *Optical Technique*, 2005, 31(2): 170-172.
- [2] Luce A V, Enikov E T, Nelson B J. Design of Automated Digital Eye Palpation Exam for Intraocular Pressure Measurement[C]//Proceedings of the ICME International Conference on Complex Medical Engineering. Tempe: IEEE Conference Publications, 2009: 1-5.
- [3] Wong P, Kania C, Shah M, *et al.* Interfacing a Tonometer with a Microcontroller to Monitor Diurnal Intraocular Pressure Variations [C]// Proceedings of the 2010 IEEE 36th Annual Northeast Bioengineering Conference. Manhattan: IEEE Conference Publications, 2010: 1-2.
- [4] Noronha K, Nayak J, Bhat S N. Enhancement of retinal fundus Image to highlight the features for detection of abnormal eyes [C]//Proceedings of the TENCON 2006, 2006 IEEE Region 10 Conference. Heidelberg: IEEE Conference Publications, 2006: 1-4.
- [5] Noronha K, Nayak J, Bhat S N. Enhancement of retinal fundus Image to highlight the features for detection of abnormal eyes [C]. 2006 IEEE Region 10 Conference, Hong Kong, 14-17 November, 2006.
- [6] Yang L, Zhao X. Retinal image acquisition system in intraocular pressure measurement [C]. 2010 3rd International Congress on Image and Signal Processing and 2010 3rd International Conference on Biomedical Engineering and Informatics, Yantai, China, 16-18 October, 2010, 2: 524-526.
- [7] 陈娟. 角膜切削模型的建立与测厚技术的研究 [D]. 南京: 东南大学, 2011.
Chen Juan. Cutting model and thickness measurement of the cornea[D]. Nanjing: Southeast University, 2011.
- [8] 吕帆. 眼视光器械学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2011.
Lu Fan. Optometry instrument [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2011.
- [9] Micron Technology. MT9M001 datasheet[EB/OL]. <http://www.micron.com>, 2004.

(责任编辑 朱宇)

·学术动态·

“中国通信学会通信管理委员会 2012 年学术研讨会”征稿

中国通信学会通信管理委员会将于 2012 年 10 月于张家界市召开“中国通信学会通信管理委员会 2012 年学术研讨会”。

征稿范围:(1) 国家宽带战略和经济发展;(2) 宽带发展战略研究;(3) 融合背景下的行业规则;(4) 宽带发展和产业信息化;(5) 宽带与新兴业态发展研究;(6) 宽带背景下电信运营商的战略转型;(7) 宽带战略中企业管理创新;(8) 宽带战略中企业运营策略;(9) 网络应用开发与创新;(10) 物联网及其应用;(11) 网络信息安全管理;(12) 网络服务计量与收费;(13) 宽带战略与绿色信息化。

全文截稿日期:2012 年 9 月 15 日。

联系电话:010-62282070。

电子信箱:txglwyh@sina.com。

会议网站:<http://chinaic.user.d-jet.com/Article/20362>。

 科技
导报
SCIENCE & TECHNOLOGY REVIEW

《科技导报》“研究论文”栏目征稿

“研究论文”栏目专门发表自然科学、工程技术领域具有创新性的研究论文,要求学术价值显著、实验数据完整、具有原始性和创造性,同时应重点突出、文字精炼、引证及数据准确、图表清晰,并附中、英文摘要以及作者姓名、所在单位、通信地址、关键词等信息。在线投稿:www.kjdb.org。