

doi: 10.3788/gzxb20174604.0411001

基于多通道窄带滤光片和彩色图像传感器的 实时多光谱成像系统

廖乘胜, 吴正, 曾立波, 吴琼水

(武汉大学 电子信息学院, 武汉 430079)

摘 要:针对复染情况的出现,采用多通道窄带滤光片与彩色图像传感器相结合的方式,设计了一种多光谱成像方法.使用多通道窄带滤光片对光源进行分光,采用多元线性回归方法建立多光谱剥离模型,并对彩色图像传感器输出的多个单色光混叠响应进行剥离,通过 FPGA 实现多光谱图像的实时剥离运算和输出.实验结果表明:多通道窄带滤光片的半高宽为 12 nm/15 nm/20 nm,其透射光是三个不同波段的窄带单色光;在检验水平为 0.01 情况下的模型具有较高的准确性;具有相同光谱特征的物质在同一波段的灰度图像上特征一致,同一物质在不同波段上的灰度图像特性差异较大.

关键词:多光谱成像;多通道窄带滤光片;彩色图像传感器;多光谱图像剥离模型;FPGA

中图分类号:TP391

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2017)04-0411001-9

Real-time Multi-spectral Imaging System Based on Multi-channel Narrow-band Filter and Color Image Sensor

LIAO Cheng-sheng, WU Zheng, ZENG Li-bo, WU Qiong-shui
(School of Electronic Information, Wuhan University, Wuhan 430079, China)

Abstract: With the emergence of counter-stains, a multi-spectral imaging method based on the multi-channel narrow-band filter and color image sensor was proposed in this paper. Firstly, a multi-channel narrow-band filter was used to separate the light source. Then, the multi-spectral stripping model was established by using the multiple linear regression method to separate the monochromatic light aliasing response from the color image sensor. The multi-spectral image is real-time delaminated and output by FPGA(Field Programmable Gate Array). The experimental results show that, the Full Width at Half Maximum(FWHM) of the multi-channel narrow-band filter is 12 nm/15 nm/20 nm, and the transmission light is really a narrow-band monochromatic light in three different wavelengths; the model has high accuracy when the test level is 0.01; the substance with the same spectral characteristics has a consistent feature on the same band grayscale image and the same substance has an obvious different feature on different bands grayscale image.

Key words: Multi-spectral imaging; Multi-channel narrow-band filter; Color image sensor; Multi-spectral image unmixing model; FPGA

OCIS Codes: 110.0110; 110.4234; 100.0100; 100.2000

0 引言

多光谱图像是由一系列的灰度图像组成,每个灰度图像都是在一个很窄的波段内获得的,多光谱图像数

基金项目:国家科技支撑计划课题(No. 2011BAF02B02)和中国石油科技创新基金(No. 2012D-5006-0102)资助

第一作者:廖乘胜(1984-),男,博士研究生,主要研究方向为光谱成像、光谱仪器. Email:18627999389@163.com

导师:曾立波(1963-),男,教授,博士,主要从事显微光谱成像、图像分析等领域. Email:lbzeng@whu.edu.cn

通讯作者:吴琼水(1977-),男,副教授,博士,主要研究方向为光谱学与光谱分析. Email:qswu@whu.edu.cn

收稿日期:2016-11-24;录用日期:2017-02-20

<http://www.photon.ac.cn>

据中的每一个像元在光谱波段上有连续的灰度变化,从而构成了每个像元的光谱响应曲线.该曲线含有与被测物理组分有关的光谱信息,能直接反映出目标的物理光谱特征,从而揭示各种目标的物质成分及其含量.多光谱成像技术具有光谱带宽窄、波段多、及图像与光谱相结合等优点,能够提供更加丰富的目标场景信息,已被广泛应用于地理遥测^[1]、环境监测^[2]、农产品检测^[3]、生物医疗^[4-5]、艺术品修复与保存^[6-7]等领域.

细胞脱氧核糖核酸(Deoxyribonucleic Acid, DNA)定量技术作为一种新型肿瘤检测方式,在宫颈癌及癌变早期筛查和诊断中起着越来越重要的作用^[8].为了提高肿瘤筛查的准确率,在一种细胞多种染色情况下,即细胞质使用巴氏染色法,细胞核使用 Feulgen 染色,通过多光谱成像技术不仅可以得到细胞的彩色图像,从而通过细胞形态分析进行 TBS(The Bethesda System)分类,而且还可以通过吸光度剥离模型剥离出 DNA 物质的吸光度而用于细胞 DNA 定量分析.通常一张载玻片在肿瘤细胞自动筛查系统中至少需要扫描 200 多个视场,因此成像系统的实时性至关重要.

因此,本文结合多通道窄带滤光片特性和彩色互补金属氧化物半导体(Complementary Metal-Oxide Semiconductor, CMOS)图像传感器的多通道成像的特性,建立了一种应用于细胞多重染色情况下的肿瘤筛查的实时多光谱成像系统,并基于单色光入射光强与图像传感器响应之间的线性关系再以多元线性回归的方式建立了多光谱剥离模型,通过该模型将各个通道的单色光在图像传感器上的混叠的响应剥离出来,得到了能表征各单色光光强的响应,而这些响应可以直接用于物质吸光度剥离模型来进行细胞 DNA 定量分析,并且依靠 FPGA 的稳定性和灵活性,通过硬件算法实现了多光谱剥离的实时处理.

1 硬件系统与原理

1.1 多光谱成像系统硬件系统

图 1 为基于多通道窄带滤光片的多光谱成像系统结构示意图.该系统主要由显微光学系统、多通道窄带滤光片和实时多光谱成像与剥离系统构成^[9-10].显微光学系统选用日本 Olympus BX41 显微镜,其能在整个视场获得均匀、高对比度的观察图像.

多通道窄带滤光片,即在需要的波长点有高反射率或透过率,而在其他波长处有宽截止带的滤光片.如果其通道数量为 N ,其携带的光谱信息量为单通道窄带滤光片的 N 倍,具有的光谱带宽窄、尺寸小、性能稳定的特点^[11]可以简化光学系统,利于仪器的微型化.本系统选用的是中心波长为 480 nm/560 nm/650 nm 的三通道窄带滤光片,半高宽分别为 11 nm/12 nm/15 nm,波长准确度为 3 nm,峰值透射率 80%,如图 2(a).

多光谱成像系统的图像实时处理与传输的核心是 FPGA 芯片、USB 数据收发芯片以及彩色图像传感器. FPGA 芯片选用 ALTERA 公司的 Cyclone IV E 系列的 EP4CE40F23C6,含有 39600 个逻辑单元, 1134Kbits 的嵌入式存储器.数据传输芯片采用 CYPRESS 公司的 CY7C68013,此芯片集成了 USB 2.0 收发器、增强型 8051 微处理器以及智能的 SIE(Serial Interface Engine),符合 USB2.0 规范,理论最大数据传输速率为 480 Mb/s. FPGA 通过模拟 IIC 总线与图像传感器通信,配置其工作模式、输出图像大小和帧率、增益以及曝光时间等.

彩色图像传感器使用美国 Aptina 公司的 1/2 英寸的 300 万像素的 MT9T031,输出数据分辨率为 10 bit,最大输出帧率为 12 fps(frames per second),信噪比为 43 dB,达到了 CCD 图像传感器的图像质量,图 2(b)是 CMOS 彩色图像传感器的典型光谱响应特性曲线.

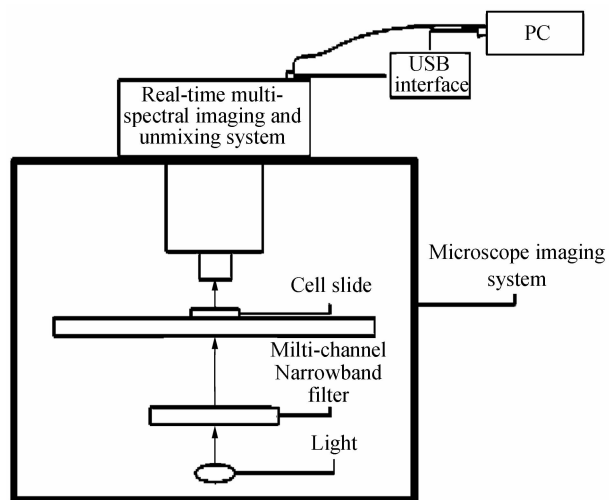


图 1 基于多通道窄带滤光片的多光谱成像系统结构示意图
Fig.1 Schematic diagram of multi-spectral imaging system based on multi-channel narrow-band filter

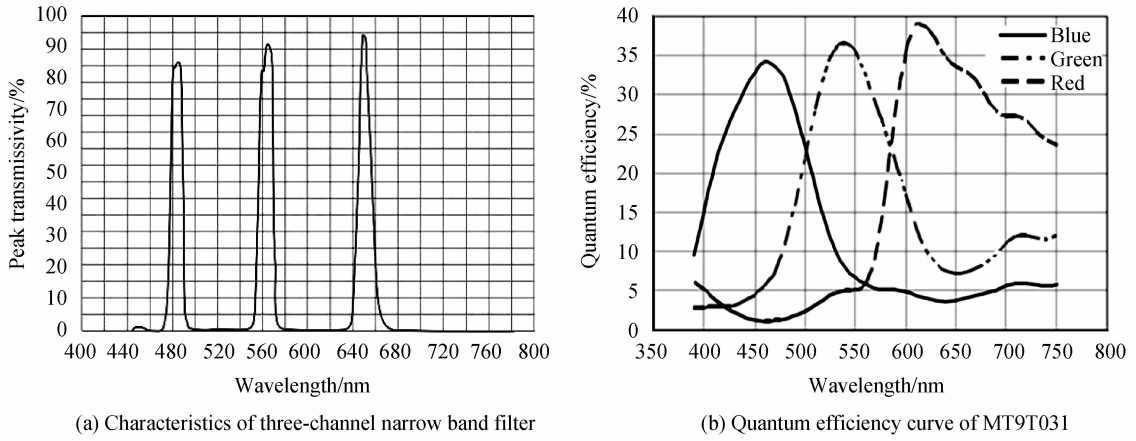


图 2 多光谱成像系统硬件组成的技术特性

Fig. 2 Technical characteristic of hardware components of multi-spectral imaging system

1.2 多光谱成像原理与多光谱图像剥离模型

常用的滤光片式多光谱成像方式有液晶可调谐滤光片(Liquid Crystal Tunable Filter, LCTF)式和多滤光片机械转轮式^[12],LCTF 方式的光谱通道多、带宽窄、响应时间快、体积小,但是有成本高、光谱透射率低的缺点;后者成本低、光谱通道多,但是响应时间慢、体积较大,及具有机械结构且对结构的稳定性要求较高^[13-14]. 本文提出的基于多通道窄带滤光片型的多光谱成像系统具有光谱波段窄、结构简单、体积小、性能稳定、成像速度快等优点,虽然波段数量少,但是也足以应用于本文多重染色情况下的细胞 DNA 定量检测.

彩色图像传感器的 Bayer 彩色滤波阵列相当于一个三通道滤波片,如图 3(a)所示,理论上每个通道只有一个波长的光能够通过,其他波长的光就被截止了,即获得的原始图像中每个像素只含有一种基色,但是由于加工工艺的原因,从图 2(b)可以看出,即使是一个通道的单色光也能同时在彩色图像传感器的三个通道上有响应. 因此,当入射光为经过三通道窄带滤光片后成像在彩色图像传感器的感光层上,最终每个像素点获得的数据是三个波段的单色光的共同响应,并不能反映单独某个单色光的强度,因此需要通过多光谱图像剥离模型剥离出图像传感器成像阵列上每个像素点的三个单色光单独的强度.

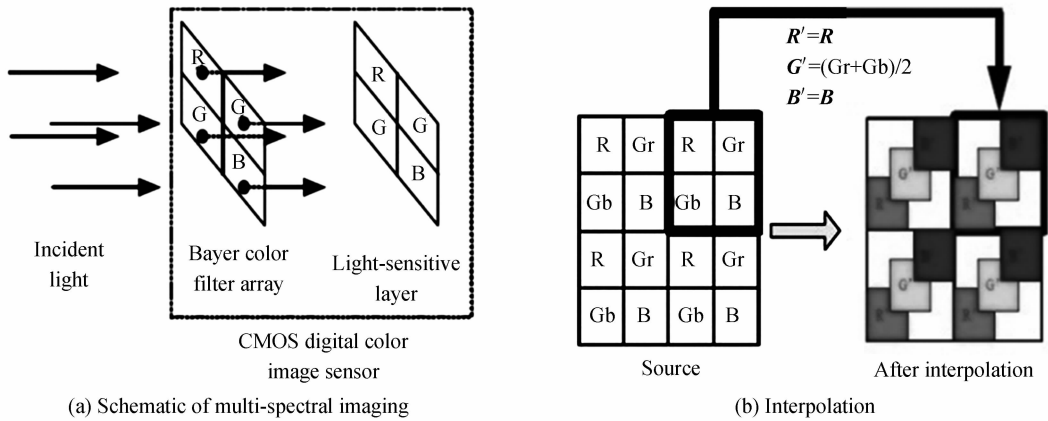


图 3 多光谱成像原理和图像插值融合算法原理示意图

Fig. 3 Schematic of the principle of multi-spectral imaging and pixel interpolation

根据图 3(a)中所示的 Bayer 彩色滤波阵列的格式,将交替出现的一组红色和绿色的滤镜,及一组绿色和蓝色的滤镜各自获得的响应值通过图 3(b)中显示的插值方法定义成一组三通道滤镜的响应值向量,即 $S(x, y) = [R' \ G' \ B']^T$,这种插值方法只需要缓存图像传感器输出的两行图像数据就可以进行硬件流水线处理,该方法占用资源少,便于图像处理的实时化.

定义三通道窄带滤光片的三个通道分别为 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 ,CMOS 彩色图像传感器的三个采样通道为 B、G 和 R,如图 4,入射光中心波长为 λ 时,图像传感器三个通道对应的颜色转换效率为 R_λ 、 G_λ 、 B_λ , I_λ 为此时的光强强度,则该波长的像素响应向量为

$$\mathbf{P}(x, y, \lambda) = [\mathbf{R}_\lambda \times \mathbf{I}_{\lambda_1}, \mathbf{G}_\lambda \times \mathbf{I}_{\lambda_2}, \mathbf{B}_\lambda \times \mathbf{I}_{\lambda_3}] \quad (1)$$

由于各单色光的光强与响应值之间是线性关系,因此当入射光源通过分光器件后被分割成三个互相独立的单色光时,像素总采样值向量 $\mathbf{S}(x, y)$ 是各个波长的独立的响应值之和,则

光强向量为 $\mathbf{I} = [\mathbf{I}_{\lambda_1} \quad \mathbf{I}_{\lambda_2} \quad \mathbf{I}_{\lambda_3}]^T$, 特征向量 $\mathbf{T}_\lambda = [\mathbf{R}_\lambda \quad \mathbf{G}_\lambda \quad \mathbf{B}_\lambda]^T$, 特征矩阵 $\mathbf{T} = [\mathbf{T}_{\lambda_1} \quad \mathbf{T}_{\lambda_2} \quad \mathbf{T}_{\lambda_3}]$, 则有

$$\begin{cases} \mathbf{R}' = \mathbf{R}_{\lambda_1} \times \mathbf{I}_{\lambda_1} + \mathbf{R}_{\lambda_2} \times \mathbf{I}_{\lambda_2} + \mathbf{R}_{\lambda_3} \times \mathbf{I}_{\lambda_3} \\ \mathbf{G}' = \mathbf{G}_{\lambda_1} \times \mathbf{I}_{\lambda_1} + \mathbf{G}_{\lambda_2} \times \mathbf{I}_{\lambda_2} + \mathbf{G}_{\lambda_3} \times \mathbf{I}_{\lambda_3} \\ \mathbf{B}' = \mathbf{B}_{\lambda_1} \times \mathbf{I}_{\lambda_1} + \mathbf{B}_{\lambda_2} \times \mathbf{I}_{\lambda_2} + \mathbf{B}_{\lambda_3} \times \mathbf{I}_{\lambda_3} \end{cases} \quad (2)$$

将式(2)用矩阵形式表达为

$$\mathbf{S} = \mathbf{T} \times \mathbf{I} \quad (3)$$

对式(3)进行多元线性回归,计算出的最小二乘解为

$$\mathbf{I} = \mathbf{T}^{-1} \times \mathbf{S} \quad (4)$$

式中, \mathbf{T}^{-1} 是特征矩阵的逆矩阵。

此最小二乘解的意义是,可以通过测量中心波长为 λ_1 、 λ_2 和 λ_3 的各自的特征向量 \mathbf{T}_{λ_1} 、 \mathbf{T}_{λ_2} 和 \mathbf{T}_{λ_3} 并组成特征矩阵 \mathbf{T} , 然后计算其逆矩阵 \mathbf{T}^{-1} , 最终获取的图像采样值 \mathbf{S} , 对二维平面上每个像素点的光强进行最小二乘估算, 最终得到二维平面上的三个波长的光强分布或响应值 $\mathbf{P}(x, y, \lambda_n)$, 其中 $n=1, 2, 3$, 如图 5。

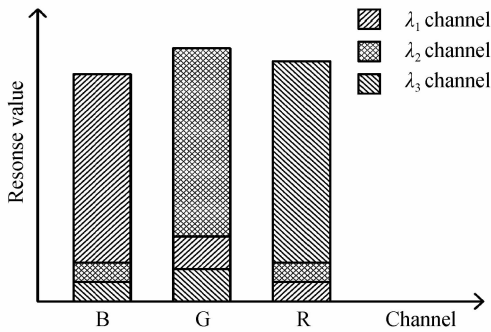


图 4 三通道单色光在图像传感器上的线性叠加响应图
Fig. 4 Diagram of the respective and linear superposition responses of three-channel monochromatic light on the image sensor

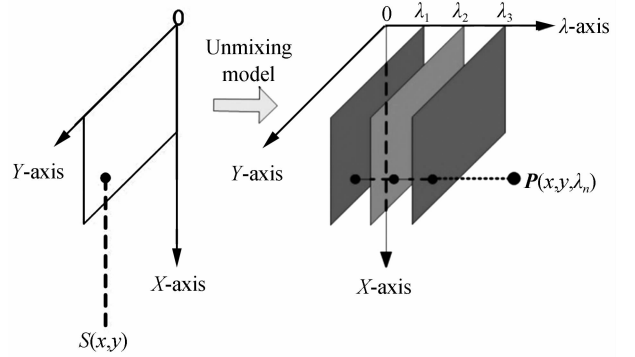


图 5 多光谱图像解混叠矩阵模型示意图
Fig. 5 Schematic of multispectral image unmixing model

1.3 多光谱图像剥离模型的建立

多光谱图像剥离模型的建立, 其实就是确定矩阵 \mathbf{T}^{-1} 中的 9 个参量的值. 方法是确定矩阵 \mathbf{T}^{-1} 中的 9 个参量, 然后求取其逆矩阵 \mathbf{T}^{-1} . 根据式(2), 若入射光为中心波长为 λ_1 的单色光, 则式(2)简化为

$$\begin{cases} \mathbf{R}' = \mathbf{R}_{\lambda_1} \times \mathbf{I}_{\lambda_1} \\ \mathbf{G}' = \mathbf{G}_{\lambda_1} \times \mathbf{I}_{\lambda_1} \\ \mathbf{B}' = \mathbf{B}_{\lambda_1} \times \mathbf{I}_{\lambda_1} \end{cases} \quad (5)$$

则有 $\mathbf{R}_{\lambda_1} : \mathbf{G}_{\lambda_1} : \mathbf{B}_{\lambda_1} = \mathbf{R}' : \mathbf{G}' : \mathbf{B}'$, 获取波长 λ_1 为的单色光的特征向量 \mathbf{T}_{λ_1} 的具体方法是

1) 在图 1 的系统中的实时多光谱成像与剥离系统与显微成像系统中添加 LCTF, 这样光线经过显微成像系统后将通过 LCTF 成像在多光谱成像与剥离系统中的图像传感器上;

2) 将 LCTF 的工作中心波长调谐为 λ_1 , 关闭光源, 获取此时图像传感器的三个通道的输出响应, 该响应为图像传感器的暗电流噪声 $\mathbf{R}'_d, \mathbf{G}'_d, \mathbf{B}'_d$;

3) 打开光源, 将其调整到合适的强度, 使图像传感器三个通道中响应最大的通道的输出接近满值的 90% 左右, 选取成像均匀的区域, 计算三个通道各自的输出 $\mathbf{R}'_o, \mathbf{G}'_o, \mathbf{B}'_o$;

4) 则式(5)中的 $\mathbf{R}', \mathbf{G}', \mathbf{B}'$ 分别为: $\mathbf{R}' = \mathbf{R}'_o - \mathbf{R}'_d, \mathbf{G}' = \mathbf{G}'_o - \mathbf{G}'_d$, 和 $\mathbf{B}' = \mathbf{B}'_o - \mathbf{B}'_d$, 由于 $\mathbf{R}_{\lambda_1} : \mathbf{G}_{\lambda_1} : \mathbf{B}_{\lambda_1} = \mathbf{R}' : \mathbf{G}' : \mathbf{B}'$, 定义 $\max\{\mathbf{R}', \mathbf{G}', \mathbf{B}'\}$ 为 $\mathbf{R}', \mathbf{G}', \mathbf{B}'$ 三者中最大的值, 则对特征向量进行归一化处理, 有

$$\mathbf{T}_{\lambda_1} = [\mathbf{R}' / \max\{\mathbf{R}', \mathbf{G}', \mathbf{B}'\}, \mathbf{G}' / \max\{\mathbf{R}', \mathbf{G}', \mathbf{B}'\}, \mathbf{B}' / \max\{\mathbf{R}', \mathbf{G}', \mathbf{B}'\}] \quad (6)$$

求取另外两个波段的特征向量的过程同上, 不同的只是 LCTF 的中心波长不一样而已。

1.4 多光谱成像系统的实时处理与传输模块

FPGA 是专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)领域中的一种半定制电路,既解决了定制电路的不足,又克服了原有可编程器件门电路有限的缺点,具有开发周期短、应用灵活、制作成本低等优点,以硬件描述语言(Hardware Description Language)进行功能模块设计,能实现并行多路的流水线处理.本文中的多光谱图像实时处理模块主要包含以下几个模块:图像数据获取与存储模块,同步解码模块,同步矩阵剥离运算,以及数据传输模块.

图 6 为各组成模块以及流程示意图,FPGA 内部 FIFO(First Input First Output)存储器 IP(Intellectual property)核模块能处理的最大位宽为 256 位,长位宽的数据处理能力为实时多路并行处理多流水线的数据处理提供了条件,如图 7 为多路并行流水线处理的具体流程:

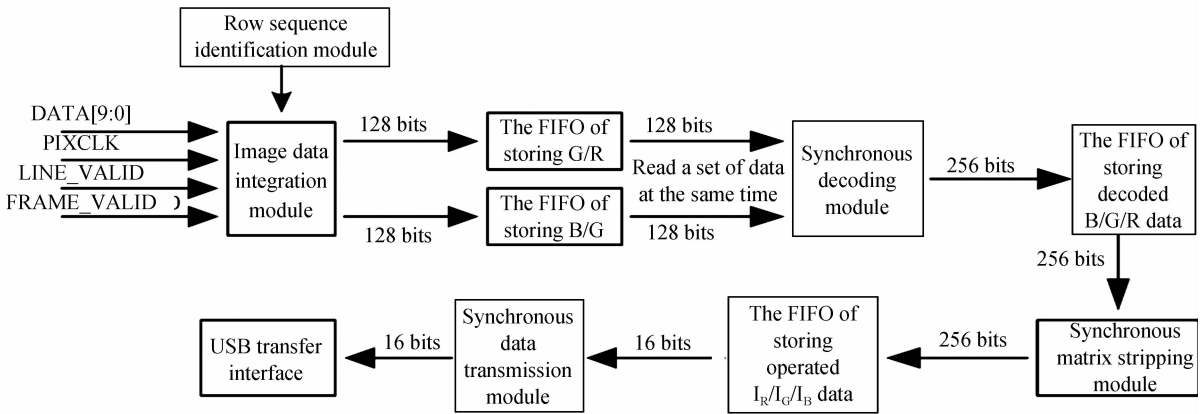


图 6 实时多光谱图像处理模块组成及流程示意图

Fig. 6 Components and flow-process diagram of the real-time multi-spectral image processing module

1)根据 CMOS 图像传感器的输出时序和输出信号拼接为一个 128 位的数据,如图 7(a),并根据图 7(b)中的行序列识别模块,判断该行图像是 G/R 行还是 B/G 行,以此来判定将此 128 位数据是存入存储 G/R 行图像的 FIFO 中还是存入存储 B/G 行图像的 FIFO 中;

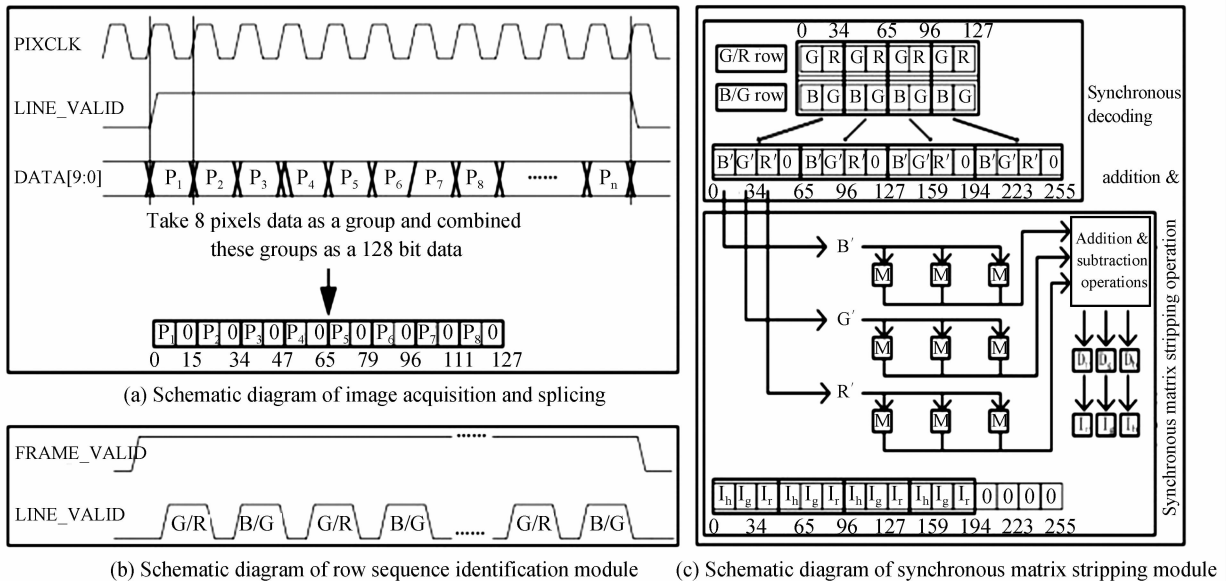


图 7 多路并行矩阵剥离运算示意图

Fig. 7 Diagram of multi-channel parallel matrix unmixing operation

2)如图 7(c)所示,在获取了一组 G/R 和 B/G 图像(即一行 G/R 图像和一行 B/G 图像)后,同步解码模块对图像数据进行插值运算,最终输出数据为 256 位的数据,该数据包含 4 组像素的 R、G、B 通道的信息.在同步矩阵剥离运算中,每一路并行运算包含 9 个硬件乘法器 M,乘法器的一个乘数为计算出的图像采样值,另一个乘数为逆矩阵中的对应的参量,通过将浮点小数的运算等价于整数相除的方法,增加 3 个硬件除法

器,可以很好地解决浮点小数运算耗时长的问题;最终将计算出的4组光强参量存储到FIFO中;

3)FPGA中的FIFO存储器可以配置为256位数据输入,16位数据输出的模式,如图7(c)所示,低位数据首先输出,高位数据依次输出,同步传输模块将16位数据从FIFO中读出,然后将该数据以符合USB传输时序的方式写入到CY7C68013中,然后传输到主机。

从以上流程图可以看出,多光谱图像矩阵剥离运算基本上是与图像传感器数据输出同步的,利用FPGA内部的FIFO进行数据缓存,利用硬件算法将矩阵运算分解成各个最小单元来进行运算,通过硬件乘法器和除法器的高速运算,实现多路并行的流水线操作。

2 实验结果与讨论

2.1 实验条件和方法

实验1:利用LCTF来测定本文中选用的三通道窄带滤光片三个通道的实际中心波长和半高宽,以及在三个波段图像传感器的特征向量.LCTF选用美国CRI公司的VariSpec™(VIS-07-35-STD),工作光谱范围为400~720 nm,半峰全宽为10 nm,工作孔径为20 nm。

首先,测试中心波长为480 nm的波段时,调谐LCTF的中心波长以1 nm的波长递增,调谐范围从470 nm到490 nm,在每一个波段获取原始的未剥离的图像数据,此时图像传感器B通道的响应最强,此时计算整帧图像的B通道响应值的平均值作为测量数据.同样地,测量中心波长为560 nm和650 nm的波段时,LCTF的调谐范围分别为550~570 nm以及640~670 nm,此时图像传感器的G通道和R通道的响应分别最强,使用同样的方法计算这两个通道响应的平均值作为测量数据.在测量完毕一个光谱波段后,各波段的测量数据组成测量向量,其中每个参量除以参量中最大的那个,进行归一化处理,而参量最大的那个就是实际的通道中心波长,而且还可以通过曲线得到该通道的实际半高宽,证明透射光确实为窄带单色光。

实验2:以某一波段的单色光为入射光,通过假设检验直接通过图像传感器获得的光谱响应值与通过剥离模型计算出的光谱响应值的差值的均值,证明剥离模型的准确性,检验水平越小,则准确性越高.另一方面通过上述检验可以在另一方面验证通过模型计算出的光强向量中只有该单色光的光强参量非0,另外两个参量为0。

实验3:在多重染色情况下测试多光谱图像剥离模型的效果.通过对比不经过剥离的原始彩色图像与剥离后的3个波段的灰度图像,观察剥离效果。

实验4:在实际应用中测试多光谱图像剥离模型的效果.使用本文的实时多光谱成像系统在一种复染情况下进行细胞DNA含量的定量分析,并能同时获取细胞质和细胞核的形态。

2.2 实验结果与讨论

2.2.1 实验1的结果与讨论

如图8,根据测定的数据可知三通道窄带滤光片的中心波长分别为482 nm、562 nm和651 nm,符合其给定的误差范围,而半高宽的波段范围分别为476~488 nm、554~569 nm和642~662 nm,即半高宽为12 nm/15 nm/20 nm,由于LCTF的半峰全宽为10 nm,因此虽然本实验测定的半高宽比产品标明的半高宽要宽,但是仍然在误差范围之内,该实验证明了使用三通道窄带滤光片来进行多光谱成像,其透射光是三个不同波段的窄带单色光。

2.2.2 实验2的结果与讨论

通过实验1确定了三通道窄带滤光片的三个波段的中心波长,根据1.3节中的多光谱图像剥离模型的建立方法,获得特征矩阵的9个参量后,计算其逆矩阵.根据实验1的测试结果,式(2)可变化为

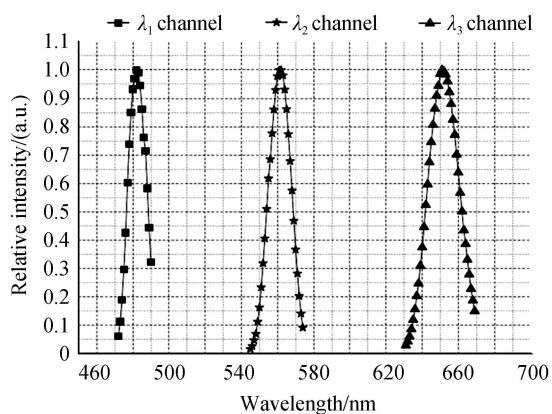


图8 三通道窄带滤光片的相对强度曲线
Fig.8 The relative intensity curves of the three-channels narrowband filter

$$\begin{cases} \mathbf{R}' = \mathbf{R}_{481} \times \mathbf{I}_{481} + \mathbf{R}_{562} \times \mathbf{I}_{562} + \mathbf{R}_{652} \times \mathbf{I}_{652} \\ \mathbf{G}' = \mathbf{G}_{481} \times \mathbf{I}_{481} + \mathbf{G}_{562} \times \mathbf{I}_{562} + \mathbf{G}_{652} \times \mathbf{I}_{652} \\ \mathbf{B}' = \mathbf{B}_{481} \times \mathbf{I}_{481} + \mathbf{B}_{562} \times \mathbf{I}_{562} + \mathbf{B}_{652} \times \mathbf{I}_{652} \end{cases} \quad (7)$$

则根据特征向量的归一化处理可以知道

$$\mathbf{B}_{481} = \mathbf{G}_{562} = \mathbf{R}_{652} = 1 \quad (8)$$

测试使用中心波长为 652nm 的单色光,此时图像传感器 \mathbf{R}' 的输出最大,令 $\mathbf{X} = \mathbf{R}'$, $\mathbf{Y} = \mathbf{I}_{652}$,测试结果见表 1,共 2 组相互独立的各 n 个测试数据,令 $D_i = X_i - Y_i$,其中 $i = 1, 2, \dots, n$,由于是由同一因素所引起的,可认为它们服从同一分布,假设 $D_i \sim N(\mu_D, \sigma_D^2)$,其中 μ_D, σ_D^2 未知,基于这一样本检验假设:

$$H_0 : \mu_D = 0, H_1 : \mu_D \neq 0;$$

分别记 \bar{d} 和 s_D^2 为上述样本的均值和方差,则上述检验问题的拒绝域为(检验水平为 α)

$$|t| = \frac{\bar{d}}{s_D/\sqrt{n}} \geq t_{\alpha/2}(n-1)$$

根据表 1 中的数据得到: $n = 5$;取检验水平 $\alpha = 0.01$,则 $t_{0.005}(4) = 4.6041$; $\bar{d} = 0.036$, $s_D = 0.023$,则拒绝域为

$$|t| = \frac{\bar{d}}{s_D/\sqrt{n}} = \frac{0.036}{0.023/\sqrt{5}} = 3.50 < 4.6041$$

$|t|$ 的值不在拒绝域内,因此接受假设 H_0 ,认为通过剥离模型计算出的光谱响应值与未使用剥离模型直接测量的响应值在检验水平为 0.01 的情况下,两者是一致的.

表 1 单色光波长为 652 nm 时的测试结果

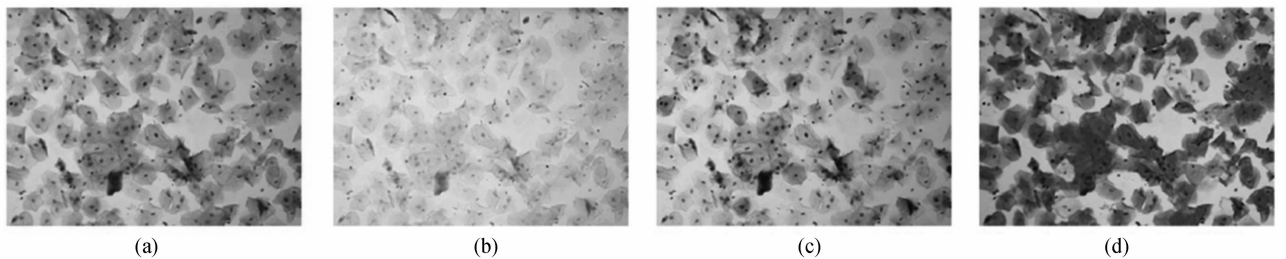
Table 1 The results of test when the wavelength of monochromatic light is 652 nm

Sample number	The spectral response values by not using unmixing model	Calculated	The light intensity parameters calculated by using unmixing model	Sample	Sample average	Sample standard deviation
1		144.85	144.78	0.07		
2		144.38	144.34	0.04		
3		145.98	145.96	0.02	0.036	0.023
4		143.89	143.88	0.01		
5		141.44	141.4	0.04		

根据上述假设得到的结论,式(5)中的 $R' = I_{652}$,而 $R_{652} = 1$, R_{481} 和 R_{562} 均为正数,因此很容易得到 $I_{481} = I_{562} = 0$.

2.2.3 实验 3 的结果与讨论

实验结果如图 9,图(a)是原始的三个波段混叠的彩色图像,图 9(b)~(d)是通过多光谱图像剥离模型剥离出的三个波段各自的灰度图像,可以观察到:1)在 481 nm 波段,红色细胞和绿色细胞的细胞质的灰度与背景的灰度接近;2)在 562 nm 波段,绿色细胞的细胞质的灰度与背景的灰度接近,而红色细胞的与背景的灰度相差很大;3)在 652 nm 波段,红色细胞的细胞质部分灰度与背景的灰度接近,绿色细胞的与背景的灰度相差很大;4)在以上三个波段,细胞核的灰度与背景的灰度的相差都比较大.



(a) Original image without unmixing processing; (b) The gray image of central wavelength in 481nm after multispectral imaging and unmixing processing; (c) The gray image of central wavelength in 562nm after multispectral imaging and unmixing processing; (d) The gray image of central wavelength in 652nm after multispectral imaging and unmixing processing

图 9 原始混合图像和经多光谱成像和剥离处理后的三波段灰度图像

Fig. 9 Original mixed image and three waveband's gray images after multispectral imaging and unmixing processing

2.2.4 实验4的结果与讨论

实验结果如图10,(a)是染色的细胞质和细胞核的图像,(b)是经过多光谱图像剥离模型处理后的细胞核的灰度图像,每个小图像下方的数字是计算出的细胞的DI指数^[15],正常细胞的DI指数一般为1,正常的处于增殖分裂的细胞的大约为2,而癌细胞的DI指数一般大于2.5.

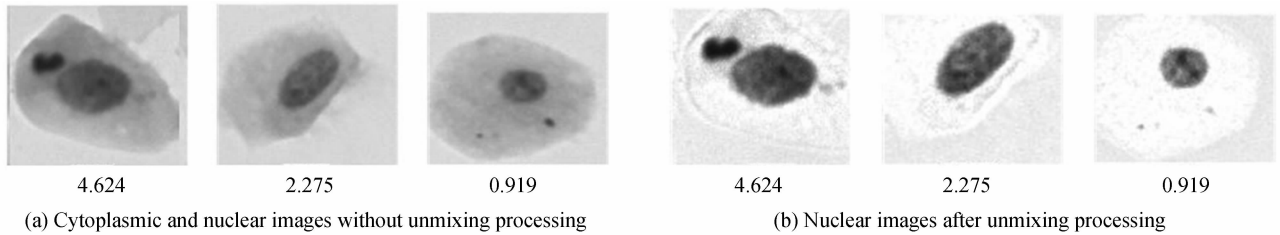


图10 实际应用中的图像
Fig.10 Images in practical application

从图中可以清晰地观察整个细胞的形态,包括细胞质和细胞核的相对大小等信息,医师可以通过细胞形态学进行分析;而且剥离后的只有细胞核的灰度图像可以通过其他技术手段对其DNA含量进行分析,DI指数就是这样计算出的^[16].

3 结论

本文设计的多光谱成像系统创新性地多通道窄带滤光片的滤光特性与彩色图像传感器的成像特性结合起来,通过建立多光谱图像剥离模型来对最终图像传感器输出的图像进行解混叠的剥离处理,最终得到各个单色光独自的光谱响应图像.实验结果表明,本文建立的吸光度剥离矩阵模型的各个参量都是与各吸光物质的吸光特性参量直接相关的,体现的是各吸光物质的根本特性,因此模型具有唯一性.

该模型的参量与彩色图像传感器的光谱响应特性有关,也与多通道窄带滤光片的各个中心波长有关.针对不同的应用场合可以选取不同的中心波长组合的滤光片.因此,虽然本系统光谱波段数量不多,但是在待检测物质数量少且光谱特征差异较大的情况下仍然具有非常重要的应用意义,而且多光谱图像剥离模型易于更新,针对不同的待分析物质可以很容易地建立各自的剥离模型,因此在医疗、农业等领域具有巨大的市场应用潜力.

本文获取吸光度剥离矩阵模型和多光谱图像解混叠矩阵模型的参量时使用的分光器件为LCTF,其光谱分辨率较高,但是其透过率较低,采用光谱分辨率更高、透过率更高的分光器件对于模型参量的准确性更有利.另外选用分辨率更高、帧率更高、成像质量更高的彩色图像传感器,改用传输速度更快的图像数据传输方式,系统的实时性和应用价值也将进一步提升.

参考文献

- [1] HU Lei, HOU Peng-yang. A method of multispectral remote sensing imagery classification based on spectral and texture feature[J]. *China Science Paper*, 2015, **10**(2):197-200.
- [2] YU Chao, CHEN Liang-fu, LI Shen-shen, *et al.* Estimating biomass burned areas from multispectral dataset detected by multiple-satellite[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2015, **35**(3):739-744.
- [3] ZHANG Hao, YAO Xu-guo, MAO Xue-qin, *et al.* Measurement of rice neck blast severity by using multi-spectral image[J]. *Hunan Agricultural Sciences*, 2009(1): 65-68.
- [4] ZENG Wei-juan, LI Zong-huan, WEN Yin-xian, *et al.* Advance of multispectral imaging application in the biomedicine [J]. *Progress in Modern Biomedicine*, 2012, **12**(5): 968-971.
- [5] GAO Jun, PENG Zuo-fu, HUANG Yan-hua, *et al.* Application of multi-spectral imaging system in the pathological diagnosis[J]. *International Journal of Clinical and Experimental Pathology*, 2011, **27**(12): 1347-1349.
- [6] LI Sui-xian, LIAO Ning-fang, SUN Yu-nan, *et al.* Multispectral Imaging on digital museum archive of works of art[J]. *Computer Applications and Software*, 2007, **24**(12):10-11.
- [7] QIAN Zhi-wei, FANG En-yin. The theoretical basis of copying traditional chinese painting by multi-spectral imaging technology[J]. *Printing and Engineering*, 2014, **4**: 20-23.
- [8] REMMERBACH TW, WEIDENBACH H, POMJANSKI N, *et al.* Cytologic and DNA- cytometric early diagnosis of oral cancer[J]*Anal Cell Pathol*, 2001, **22**(4): 211-221.
- [9] WANG Xue-pei, ZHAO Hong-xia, LI Qing-hui, *et al.* Relevant fundamental research of colored artworks by

- multispectral imaging technology[J]. *Acta Optica Sinica*, 2015, **35**(10):312-319.
- 王雪培,赵虹霞,李青会,等. 多光谱成像技术分析彩色艺术品的相关基础研究[J]. *光学学报*, 2015, **35**(10): 312-319.
- [10] QI Min-jun, WANG Xin-quan, YU Cui-rong, *et al.* Development of static microscopic spectral imaging system[J]. *Optic and Precision Engineering*, 2015, **23**(05): 1240-1245.
- 齐敏珺,王新全,于翠荣,等. 静态显微光谱成像系统的研制[J]. *光学精密工程*, 2015, **23**(05): 1240-1245.
- [11] WANG Yi-zhe, ZHANG Feng-shan. A new kind of optical thin-film component-multi-channel band-pass filter[J]. *Infrared (Monthly)*, 2003(1): 15-20.
- [12] WANG Xin-quan, HUANG Min, GAO Xiao-hui, *et al.* Potable multispectral imager based on LCTF [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2010, **39**(01): 71-75.
- 王新全,黄旻,高晓惠,等. 基于液晶可调谐滤光片的便携式多光谱成像仪[J]. *光子学报*, 2010, **39**(01): 71-75.
- [13] LI Ke, ZHANG Kang-wei, LUO Miao. Design on optical system of large plane array and high resolution multi-spectral imager based on LCTF[J]. *Infrared and Laser Engineering*, 2013, **42**(03): 675-679.
- 李珂,张康伟,罗淼. 基于 LCTF 的大幅面高分辨率多光谱仪光学系统设计[J]. *红外与激光工程*, 2013, **42**(03): 675-679.
- [14] FU Qiang, HUANG Min, JING Juan-juan, *et al.* Relay lens design for an LCTF multi-spectral imager[J]. *Acta Optica Sinica*, 2011, **31**(10): 184-189.
- 付强,黄旻,景娟娟,等. 用于液晶可调谐滤光片型多光谱成像仪的中继成像系统设计[J]. *光学学报*, 2011, **31**(10): 184-189.
- [15] WU Zheng, ZENG Li-bo, WU Qiong-shui. Study of cervical exfoliated cell's DNA quantitative analysis based on multi-spectral imaging technology[J]. *Spectroscopy and Spectral Analysis*, 2016, **36**(02): 496-501.
- [16] KANG Yi-qing, OUYANG Xin-hua, HE Dan, *et al.* Super early screening of cervical lesions clinical analysis of cervical cell DNA[J]. *Medical Innovation of China*, 2013, **10**(9): 134-135.
- 康一青,欧阳新华,何丹,等. 宫颈细胞 DNA 超早期筛查宫颈病变的临床分析[J]. *中国医学创新*, 2013, **10**(09): 134-135.