

doi:10.3788/gzxb20134212.1496

基于成像方法 LED 有效辐亮度测量系统设计

罗勇军, 牟同升

(浙江大学 现代光学仪器国家重点实验室, 杭州 310027)

摘要:从有效辐亮度出发,采用模拟人眼成像的电荷耦合元件成像仪和光谱仪相结合的方式,建立了发光二极管有效辐亮度测量系统.参照光生物安全标准中的测试要求,从理论上分析了传统亮度计在进行光生物安全测试时的不足,采用传统的亮度计和本文设计的模拟人眼成像的亮度计结合光谱仪系统测试两种典型发光二极管.测试时先进行模拟人眼成像,再结合光谱仪对有效辐亮度进行测量,最后两种亮度计的测试结果进行了分析.结果表明:采用传统亮度计测量白光发光二极管有效辐亮度值为 $81.8 \text{ W/m}^2 \cdot \text{sr}$,平均强度为 23.3 cd ,蓝光发光二极管的平均强度仅为 2.42 cd ,蓝光发光二极管有效辐亮度值为 $262 \text{ W/m}^2 \cdot \text{sr}$;而采用成像仪和光谱仪结合的系统测得的白光发光二极管有效辐亮度为 $137.0 \text{ W/m}^2 \cdot \text{sr}$.显然,白光发光二极管的有效辐亮度比蓝光发光二极管的有效辐亮度值小,采用传统的亮度计用于光生物安全测试会低估被测发光二极管的光生物危害性,采用新设计系统则会更加精确地测出发光二极管的有效辐亮度值,满足发光二极管的辐射安全测量要求.

关键词:光化学;光生物安全;有效辐亮度;模拟人眼成像亮度计;视场

中图分类号:TH741;TN27

文献标识码:A

文章编号:1004-4213(2013)12-1496-5

Design of a Weighted Radiance of the LED Measuring System

LUO Yong-jun, MOU Tong-sheng

(State Key Laboratory of Modern Optical Instrumentation, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China)

Abstract: The weighted radiance of LED is one of the most important parameter in photobiological safety evaluation of LED, so a special measurement system was established which combined of a CCD camera simulated of the human eye imaging and a spectrometer. Reference the testing requirements in the standards, the deficiencies of the traditional luminance meter were analyzed theoretically and two typical LEDs were measured by the traditional luminance meter and the retina radiance meter. There were great differences between the weighted radiance in photobiological safety evaluation and the radiance in traditional optical measurements, and the special requirements made the traditional luminance meter cannot be able to measure the weighted radiance. Finally, the differences between the two luminance meters were introduced and test results were analyzed using the two luminance meters. The experimental results show that the weighted radiance of the white LED tested by the traditional luminance meter is $81.8 \text{ W/m}^2 \cdot \text{sr}$, but the value is $137.0 \text{ W/m}^2 \cdot \text{sr}$ when the LED is tested by the novel system. Obviously, traditional luminance meter is not suitable for measuring the effective radiance and it will underestimate the hazard.

Key words: Photochemistry; Photobiological safety; Weighted radiance; Radiance meter; Field of view

基金项目:国家创新基金-半导体照明 LED 光辐射安全检测与评估(No. 10C26213304121)和浙江省重大工业专项基金-半导体照明 LED 光辐射安全检测技术研究(No. 2009C11046)资助

第一作者:罗勇军(1987-),男,硕士研究生,主要研究工作是光电检测、光辐射安全测量等. Email:luoyongjun1987@163.com

导师:牟同升(1963-),男,教授,硕士,主要研究方向为照明和显示光电检测技术、光度测量标准、光生物安全. Email:zju@sensingm.com

收稿日期:2013-04-15;录用日期:2013-07-16

0 引言

光生物安全性是指波长在 200~3 000 nm 范围内的光对没有防护的人眼和皮肤在过度曝辐时可能会引起非可逆性病变的描述. 光生物学效应主要作用于人的眼睛和皮肤. 人眼在没有任何防护的情况过度曝辐会引发视网膜热损伤、日光视网膜炎、视网膜斑点恶化以及晶状体近红外白内障等疾病. 尤其是对婴幼儿来说, 他们眼睛的晶状体对于短波光的透射率要高于成年人, 老年性的视网膜黄斑区功能性退化与蓝光辐射的伤害也有直接的关系^[1-4].

国内外现在正在对光生物安全阈值进行研究, 从生理学出发, 研究对人眼造成伤害的有效辐亮度的阈值^[5-8]. 目前对于有效辐亮度的测量多是采用传统亮度计进行测量或者是采用光强值进行替代判别. 但是传统亮度计不具有和 $B(\lambda)$ 相同的光谱响应, 在不同测试距离时接收角会改变, 接收孔径往往是比 7 mm 大等. 传统亮度计并不真正满足光生物安全测试中的有效辐亮度的测试.

本文中设计一种采用 CCD 成像相机模拟人眼成像, 同时结合光谱仪进行相互校正的测试系统, 对有效辐亮度和表观光源的尺寸进行测量. 在模拟人眼成像的 CCD 相机前焦面上固定 7 mm 孔径的光阑, 模拟人眼 7 mm 瞳孔, 并且保证在不同距离下成像接收角可保持不变. 同时 CCD 相机设计自动搜索功能, 可搜索表观光源的最大发光点, 确定最大危害程度. 同时系统可自识别表观光源的物理尺寸, 通过算法算出对边角大小. 最后, 由光谱仪同时测试出被成像的被测光源的光谱能量分布, 最终得出被测光源的光生物安全等级分类.

1 有效辐亮度测量要求

1.1 表观光源

表观光源是指在视网膜上形成最小影像的实或虚发光体^[9]. 由于 LED 常会进行光束准直等二次光学设计, 这会导致光束空间分布及表观光源的位置变得更加的复杂. 尽管辐亮度不会因为二次光学设计的增加而改变, 但是它们会使表观光源变大, 这样就会导致蓝光危害的潜在性变大^[10]. 对于带有二次光学设计的 LED 来说, 它的表观光源的位置是不同于其芯片的位置的, 需要通过聚焦成像的方法去确定表观光源的位置^[11]. 图 1 用对比的形式列出带有二次光学设计和不带有二次光学设计的 LED 的表观光源的位置区别.

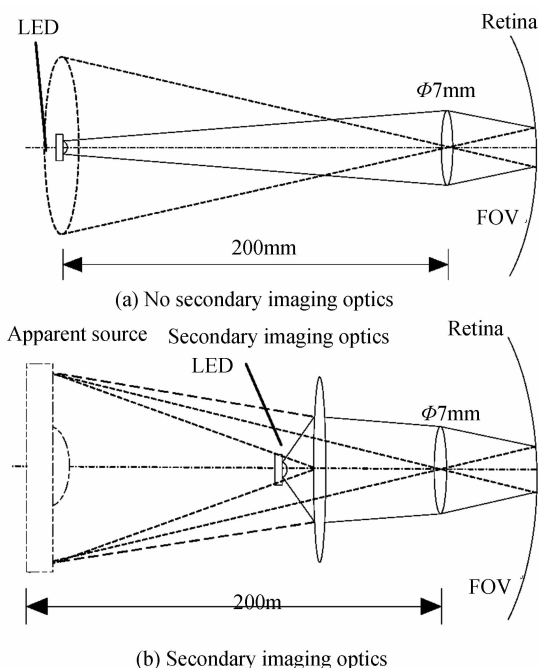


图 1 二次光学设计对于表观光源位置的影响
Fig.1 Effect of the secondary imaging optics

1.2 测量危害最大的点

LED 辐亮度空间分布很复杂, 需要确定在空间哪个方向, 表观光源的哪部分产生的潜在危害最大.

1.3 在指定视场(FOV)下测量最大有效辐亮度

视场是与曝辐时间相关的. 对于波长 300~1 400 nm 之间的光谱辐射, 视网膜受辐照面积是决定蓝光危害的一个重要因素, 因为眼睛的角膜和晶状体将可视光源聚焦在视网膜上. 由于人眼的生理局限性, 在静止眼睛的视网膜上能成像的最小角度是 0.001 7 rad, 当曝辐时间大于 0.25 s 时, 由于人眼的运动会使聚焦在视网膜上的图像扩散开来, 随着曝辐时间的增加, 视场角在 0.001 7~0.1 rad 之间变化.

1.4 加权函数

用于光生物安全评价的蓝光危害加权函数 $B(\lambda)$ 与明视觉函数 $V(\lambda)$ 存在很大差异^[12].

因此为了准确测得蓝光加权辐亮度光谱分布以及热危害加权辐亮度光谱分布, 用于辐射安全评价的辐亮度计应具有和 $B(\lambda)$ 相同的光谱响应.

1.5 接收角固定

在光生物安全评价中, 用于测试辐亮度的仪器的接收角应是保持不变的.

1.6 模拟人眼瞳孔

因为是针对于人眼进行光生物安全测量, 所以接收孔径应接近于人眼瞳孔直径 7 mm.

宽光源在不同接收孔径下的亮度值变化基本满

足余弦定律,但是窄光束光源在不同的接收孔径下的亮度值变化并非余弦变化的,而是无规律.因此传统的亮度计使用大于 7 mm 的接收孔径是不能用于辐射安全测试的.

2 实验系统设计

2.1 模拟人眼视网膜成像亮度计

搭建一种新的基于成像方法测量 LED 有效辐射亮度的系统.如图 2 所示,该系统由一个模拟人眼成像的 CCD 相机和光谱仪组成.

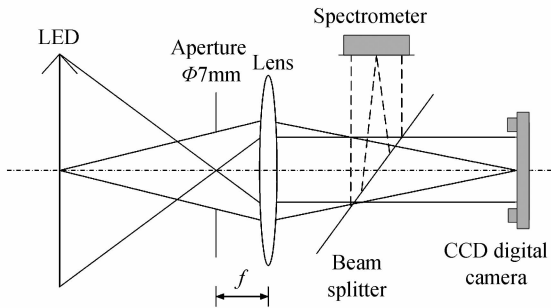


图 2 模拟人眼成像 CCD 成像仪亮度计
Fig. 2 Retina radiance meter

在成像系统前焦面上增加一个 7 mm 孔径的固定光阑,这样既能保证可以模拟人眼的 7 mm 瞳孔大小,又能保证系统在对不同距离下的物体进行成像时能保持接收角不变.如图 3 所示,物体 A 和 B 在处于成像系统前端不同的距离下,但系统对两个不同距离下的物体成像时的接受角是一样的,保持固定的.

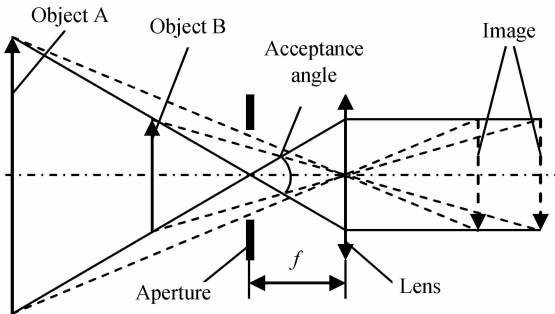


图 3 任意距离下成像探测器接收角度不变
Fig. 3 Acceptance angle of imaging detector

采用 7 mm 的孔径作为入瞳,可保证该套系统是模拟人眼成像时最大入瞳孔径,而传统的亮度计的入射孔径要远远大于 7 mm,入射孔径变大会导致在测试窄光束 LED 光源时产生非余弦特征变化.如图 4 所示,采用传统亮度计对光束角分别为 11.2°和 34.6°的两种 LED 光源进行测试,在传统亮度计前增加不同直径的光阑,记录测试的亮度值,绘制于图 4.

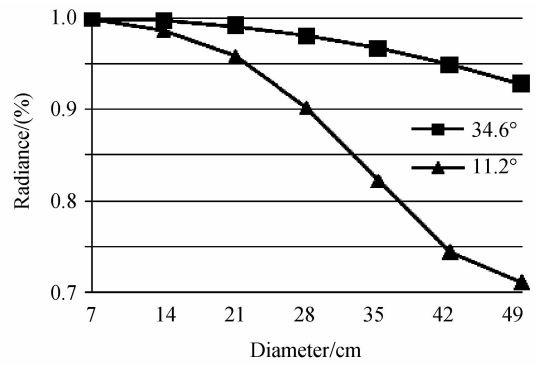


图 4 宽窄光束光源在不同接收孔径下亮度值对比
Fig. 4 Contrast of the luminance of the two beam

成像后,设计程序对 CCD 相机对成像的图像进行全范围搜索并能确定表观光源位置,同时确定不同视场角下的有效辐射亮度和表观光源的大小.图 5 表征了不同的视场角下对应的表观光源的大小,表 1 给出不同的视场角下的有效亮度值.

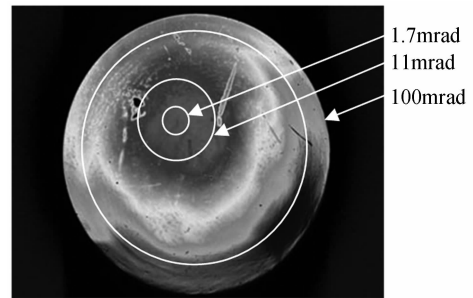


图 5 不同视场下的辐亮度
Fig. 5 The radiance in the different field of view

表 1 LED 蓝光芯片测试结果

Table 1 Test results of the blue LED

Sample	Blue LED
Current/mA	350
Distance/mm	200
Angular subtense/rad	0.012
FOV/mrad	BLH radiance(W/m ² · sr)
1.7	54 600
11	13 200
100	262

CCD 数字成像仪具有搜索功能^[13],可以用于捕捉被测光源的发光区域以及不同视场角下的最大曝辐区域,从而来确定表观光源的尺寸.同时在 CCD 前加分光棱镜,使入射光一部分由 CCD 接收,一部分由光谱仪接收用以进行校正.在进行测试前先对 CCD 进行平场校正和时间函数校正^[15-16].

CCD 接收区域与光谱仪的测量区域是重合的,因此由 CCD 接收区域测得的结果可以使用光谱仪测得的光谱能量分布进行校正.由光谱仪测出被测 LED 的相对辐亮度度光谱分布 $L'_{(s)}(\lambda)$. $S(\lambda)$ 是 CCD 的光谱响应,由 CCD 测得的光谱辐亮度 L_{CCD}

由式(1)给出.

$$L_{\text{CCD}} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} L_{\lambda}(\lambda) S(\lambda) d\lambda \quad (1)$$

式中 $L_{\lambda}(\lambda)$ 是被测 LED 的光谱辐亮度.

$$L_{\lambda}(\lambda) = k L'_{\lambda}(\lambda) \quad (2)$$

$$k = \frac{L_{\text{CCD}}}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} L'_{\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) d\lambda} \quad (3)$$

$$L_{\lambda}(\lambda) = \frac{L_{\text{CCD}}}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} L'_{\lambda}(\lambda) \cdot S(\lambda) d\lambda} L'_{\lambda}(\lambda) \quad (4)$$

最终得出被测 LED 的辐亮度光谱分布 $L_{\lambda}(\lambda)$, 由下式计算出 LED 蓝光加权危害 (BLH) 加权辐亮度 L_B .

$$L_B = \sum_{\lambda_1}^{\lambda_2} L_{\lambda}(\lambda) \cdot B(\lambda) \Delta\lambda \quad (5)$$

3 实验结果与分析

通过使用传统亮度计和模拟人眼视网膜成像亮度计对蓝光 LED 芯片和白光 LED 芯片进行测试, 其结果如表 1、表 2.

表 2 白光 LED 和蓝光 LED 光强测试结果对比
Table 2 Test results of of the white LED and blue LED

	White LED	Blue LED
Luminous intensity/cd	23.3	2.42
BLH radiance(W/m ² · sr)	81.8	262

表 3 白光 LED 测试结果对比
Table 3 Test results of of the white LED

	Luminance meter	Retinal radiance meter
Radiance(cd/m ²)	63 970	107 085
BLH radiance(W/m ² · sr)	81.8	137.0

综上所述,用于光生物评价的有效辐亮度和传统光学测试中的辐亮度存在很大差别,其本身对测量也有着特殊的要求:接收角不变,在不同的视场下测量,寻找表现光源位置和尺寸.而传统的亮度计则不能满足这些要求,采用本文中叙述的成像系统则可以很好地满足光生物安全测试的六个要求,从数据上分析,采用本文设计的系统可以模拟人眼成像,保持接收角不变.表 1 则给出了不同视场角下的亮度.

表 2 给出了蓝光 LED 和白光 LED 的光强和有效辐亮度值.可以看出,传统的光强和有效辐亮度存在很大差别,和白光 LED 相比蓝光 LED 的光强很小,但是有效辐亮度值却远远大于白光 LED,其光生物潜在危害会远远大于白光 LED.因此采用光强替代有效辐亮度对光生物安全危害性进行评价是不适合的.

表 3 则给出了采用传统亮度计和使用光谱仪与模拟视网膜成像系统测得的结果.结果表明,传统亮度计由于其本身入射孔径大,接收角在测试时会改变,只能测试单一视场下的亮度等特点,导致其在进行光生物安全评价测试时测得的值会大大偏低,严重低估光生物危害性.

4 结论

本文参照光生物安全标准中的测试要求,从理论上分析了传统亮度计在进行光生物安全测试的不足之处,再通过采用传统的亮度计和本文中设计的模拟人眼成像的亮度计结合光谱仪系统测试两种典型的 LED 并进行对比分析,白光 LED 的平均强度为 23.3 cd,而蓝光 LED 的强度仅为 2.42 cd,但是白光的有效辐亮度却要比蓝光 LED 小.而使用传统的亮度计进行测量很显然会低估 LED 光生物危害,而采用模拟人眼成像亮度计结合光谱仪的测试系统能够很好地满足 LED 辐射安全测量要求.

参考文献

- [1] RÓŽANOWSKA M, SARNA T. Light-induced damage to the retina: role of rhodopsin chromophore revisited [J]. *Photochemistry and Photobiology*, 2005, **81**(6): 1305-1330.
- [2] SANDER M, MÜLLER M, TETZ M R. Possible retina damage potential of the femtosecond laser in situ keratomileusis (fs-LASIK) refractive surgery [J]. *Medical Laser Application*, 2008, **23**(1): 39-45.
- [3] ZHANG Y, KORNHAUSER J M, ZEE P C, *et al.* Effects of aging on light-induced phase-shifting of circadian behavioral rhythms, Fos expression and CREB phosphorylation in the hamster suprachiasmatic nucleus [J]. *Neuroscience*, 1996, **70**(4): 951-961.
- [4] SLINEY D, ARON-ROSA D, DELORI F, *et al.* Adjustment of guidelines for exposure of the eye to optical radiation from ocular instruments: statement from a task group of the International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection (ICNIRP) [J]. *Applied Optics*, 2005, **44**(11): 2162-2176.
- [5] ROBERTS J E. Ocular phototoxicity [J]. *Journal of Photochemistry and Photobiology*, 2001, **64**(2): 136-143.
- [6] CHENG L, SUNS, CHUC, *et al.* The effects of the bacterial interaction with visible-light responsive titania photocatalyst on the bactericidal performance [J]. *Journal of Biomedical Science*, 2009, **16**(1): 7-7.
- [7] SLINEY D H. Optical radiation safety of medical light sources [J]. *Physics in Medicine and Biology*, 1997, **42**(5): 981-981.
- [8] KOHMOTO K. Evaluation of actual light sources with proposed photobiological lamp safety standard and its applicability to guide on lighted environment [J]. *Publications-commission Internationale de Leclairage cie*, 1999, **133**(2): 305-309.
- [9] BOZKURT A, ONARAL B. Safety assessment of near infrared light emitting diodes for diffuse optical measurements [J]. *BioMedical Engineering OnLine*, 2004, **3**(1): 9-9.
- [10] VOS J J, NORREN D. Retinal damage by optical radiation. An alternative to current, ACGIH - inspired guidelines [J]. *Clinical and Experimental Optometry*, 2005, **88**(4): 200-

- 211.
- [11] ZHAO S, WANG K, CHEN F, *et al.* Lens design of LED searchlight of high brightness and distant spot[J]. *JOSA A*, 2011, **28**(5): 815-820.
- [12] DELORI F C, WEBB R H, SLINEY D H. Maximum permissible exposures for ocular safety (ANSI 2000), with emphasis on ophthalmic devices[J]. *Journal of the Optical Society of American A*, 2007, **24**(5): 1250-1265.
- [13] SU Xiu-qin, WANG Fei, LIU Wen. A new method for accelerating the speed of processing the data collected by CCD [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2001, **30**(7): 864-867.
苏秀琴,王飞,刘文.一种提高 CCD 目标测量数据处理速度的新方法[J]. *光子学报*, 2001, **30**(7): 864-867.
- [14] CAMPOS J. Radiometric calibration of charge-coupled-device video cameras[J]. *Metrologia*, 2000, **37**(5): 459-459.
- [15] QIAO Nao-sheng. Nonlinearity of CCD and its adjustment [J]. *Acta Photonica Sinica*, 2008, **37**(11): 2305-2309.
乔闹生. CCD 非线性及其校正研究[J]. *光子学报*, 2008, **37**(11): 2305-2309.
- [16] WANG Yi-qun, YAN Chang-xiang, JIA Ping. Motion precision measurement of imaging spectrometer's scanning mirror[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2012, **41**(2): 185-185.
汪逸群, 颜昌翔, 贾平. 成像光谱仪扫描镜运动准确度测量 [J]. *光子学报*, 2012, **41**(2): 185-185.