

文章编号: 0253-2239(2010)11-3253-06

眼光路光学器具光危害的系统评价方法研究

贾晓航¹ 王敬涛¹ 王元福² 沈 晔³

(¹ 国家食品药品监督管理局杭州医疗器械质量监督检验中心, 浙江 杭州 310009
² 杭州朗视光学科技有限公司, 浙江 杭州 310011; ³ 浙江大学医学院附属第一医院, 浙江 杭州 310003)

摘要 基于光辐射危害的算法, 建立眼光路中外加光学器具的光辐射危害降低量分析基础。通过引入起比较作用的原器具概念, 建立相对光辐射危害降低量和绝对光辐射危害降低量的概念和表达式, 以及两者间的换算关系。根据人眼瞳孔的限光机理, 推导了人眼瞳孔前和瞳孔后组织各自的光辐射危害降低量算法, 介绍了实际应用方法; 通过视觉应用分析, 提出暗光效增率的概念来评价视明度水平, 同时在暗光效增率的表达式基础上导出实用算法; 通过光源变换分析, 得出了运用光源显色性评价方法可评价色觉水平的结论, 同时给出了评价显色性的显色指数 R_a 应用标准。最后以举例形式说明, 该方法可实现系统评价目的。

关键词 医用光学; 辐射度学; 视光学; 眼光路光学器具; 光辐射危害

中图分类号 O435.2 **文献标识码** A **doi**: 10.3788/AOS20103011.3253

Research on Systematic Evaluation Method for Light Hazard of Optical Apparatus in Ocular Optical Path

Jia Xiaohang¹ Wang Jingtao¹ Wang Yuanfu² Shen Ye³

¹Medical Device Supervising and Testing Center of Hangzhou, State Food and Drug Administration, Hangzhou, Zhejiang 310009, China

²Hangzhou Langshi Optics Technology Co., Ltd., Hangzhou, Zhejiang 310011, China

³The First Affiliated Hospital of College of Medicine, Zhejiang University, Hangzhou, Zhejiang 310003, China

Abstract Based on light radiation hazard algorithm, the analytical basis for light radiation hazard reduction of plus optical apparatus in ocular optical path is formed. The original apparatus concept for comparing is introduced to formulate the concepts and expressions of relative light radiation hazard reduction and absolute light radiation hazard reduction, as well as the conversion between them. With the light limited mechanism of pupils, respective light radiation hazard reduction algorithm of tissues forward and rearward pupil is elicited and practical applications are introduced. By visual application analysis, the increasing rate of scotopic luminous efficiency can evaluate the level of visual lightness, and practical algorithm on the basis of increasing rate of dark luminous efficiency expression is elicited. By source changing analysis, light source color rendering evaluation method can evaluate the level of color vision, and the application standard of rendering index R_a for evaluating color rendering is given. The last part shows that this method can realize the purpose of systematic evaluation.

Key words medical optics; radiometry; ocular optics; optical apparatus in the ocular optical path; light radiation hazard

1 引 言

随着人们对光辐射危害认识的逐渐深入, 在框架镜、接触镜和眼内植入镜片等眼光路中外加的光学器具方面, 不断出现一些通过选择性光谱透过方

法来降低光辐射危害量的产品。该类产品的共同特点是采用吸收或反射等处理技术改变入射光谱的分布, 着重于减少蓝光或红光的透过量。但是不恰当的光谱分布改变会降低人眼的色知觉能力或暗环境

收稿日期: 2010-01-12; 收到修改稿日期: 2010-05-12

作者简介: 贾晓航(1960—), 男, 高级工程师, 主要从事医用光学的标准和检测方法等方面的研究。

E-mail: jxh1226@163.com

下的视觉能力,衍生新的危害,这是不可忽视的。从保障医疗器械应用的安全性和有效性原则出发,这类产品需要进行结合视光功能评价的光辐射危害降低量系统性评价和风险评估。目前有关该产品光辐射危害降低量的评价方法尚无相关的国际和国家标准方法,与光辐射评价有关的国际标准如 ISO 15004-2, IEC60825-1, CIE S 009 等,也仅涉及对光源和眼科仪器的各种光辐射危害量的限值规定,无直接可引用方法,更无关联视光功能的量化分析和系统评价方法。鉴于此,本文通过模拟应用中的辐射传递特性,提出了眼光路中外加光学器具的光辐射危害降低量和视光功能的评价方法和计算通式,构建眼光路光学器具在结合视光功能评价下的光危害降低系统评价方法。

本文的方法,主要应用在投射于眼表面的辐射强度接近于均匀的辐射源。不包括激光和光束直径小于眼瞳孔类光源。

2 光辐射危害降低量的评价方法和计算通式

根据 CIE S 009/E:2002^[1] 标准中光源的光危害辐射量用危险函数加权辐射量来计算的原理,可对辐射源通过眼光路中外加的光学器具后的眼睛光危害加权辐射量表示为^[1]

$$I_w = \sum_{\lambda_1}^{\lambda_2} K_0 S_{\lambda}^X \tau(\lambda) W(\lambda) \Delta\lambda, \quad (1)$$

式中 $K_0 S_{\lambda}^X$ 表示某辐射源 X 的光谱辐射量,其中 S_{λ}^X 是相对光谱辐射度, K_0 则为常数系数。 $\tau(\lambda)$ 是光学器具的光谱透射率。 $\Delta\lambda$ 为波长间隔。 $W(\lambda)$ 表示某种光伤害的危险函数,主要有: $S_{UV}(\lambda)$ 为 200~400 nm 谱段的紫外光化学危害加权函数, $B(\lambda)$ 为 300~700 nm 谱段的有晶状体眼视网膜蓝光危害加权函数, $R(\lambda)$ ^[1] 为 380~1400 nm 谱段的视网膜热灼危害加权函数和 $A(\lambda)$ ^[2] 为 305~700 nm 谱段的无晶状体眼视网膜蓝光伤害加权函数。辐射波长 1400 nm 后的光谱对眼角膜和晶状体也存在红外光危害,但尚无相应的 $W(\lambda)$, 这部分可用红外滤除率简单评价故不在本文中描述。为了叙述方便,对 $\tau(\lambda)$ 为选择性光谱透过的眼光路光学器具简称为处理器具,处理器具的光辐射危害降低量简写为 H_D , 解释为辐射通过处理器具后对眼睛的光危害加权辐射量的相对减少量。下面围绕给出 H_D 的方法来讨论。

对于使用光学器具者,处理器具和处理前的基底(即处理前的光学器具)比较是很有意义的,由此可得到相对评价。为了建立相对评价基准,本文引入了处理器具的理想基底——原器具概念,该原器具与处理器具具有相同光学作用,是一种无光吸收且折射率在评价光谱段为常数的理想器具,即设 τ_0 为原器具的光谱透射率,为常数。 H_D 可分为绝对危害降低率 H_{AD} 和相对危害降低率 H_{RD} 。 H_{AD} 是指光直接照射眼睛和光通过处理器具后照射眼睛的光危害加权辐射量差值的相对量; H_{RD} 是指光通过原器具后照射眼睛和光通过处理器具后照射眼睛的光危害加权辐射量差值的相对量。 H_{AD} 和 H_{RD} 的表达式为

$$H_{AD}(\lambda_1 \sim \lambda_2) = \left(1 - \frac{\Phi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}\right) \times 100\%, \quad (2)$$

$$H_{RD}(\lambda_1 \sim \lambda_2) = \left(1 - \frac{\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}\right) \times 100\%, \quad (3)$$

(2)式和(3)式中 $\Phi_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 表示某辐射源在 $\lambda_1 \sim \lambda_2$ 谱段照射眼睛的光危害加权辐射量, $\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 表示该辐射源在同谱段在通过原器具后照射眼睛的光危害加权辐射量, $\Phi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 表示该辐射源在同谱段在通过处理器具后照射眼睛的光危害加权辐射量。本文重点讨论含有比较意义的 H_{RD} 。 H_{AD} 可通过 H_{RD} 转换得到,转换方法后续讨论。

在讨论 H_{RD} 中要涉及原器具的 τ_0 。由于原器具的透射损耗全由界面反射产生, τ_0 可由正入射光非传导性介质分界面的菲涅耳反射率公式^[3] 近似计算得出。界面反射率与接触介质相关,为简化公式,可认为原器具两面的接触介质一致。对于眼外的原器具其两面的接触介质为空气,有一面接触眼组织的接触镜片,可以假想镜片与眼泪液之间有一层无限薄的空气层隔离,那么接触镜片与框架镜片的眼睛光路分层就一致了。对于眼内的原器具其两面的接触介质为眼内液。设原器具的相对折射率为 n , 于是 τ_0 可简化为

$$\tau_0 = \left[1 - \frac{(1-n)^2}{(1+n)^2}\right]^2 = \frac{16n^2}{(1+n)^4}. \quad (4)$$

眼睛瞳孔前后组织接收的辐射能有所不同。在眼瞳孔之前的组织如角膜,接收了辐射源照射于其表面的全部辐射能。而在眼瞳孔之后的组织如晶状体、视网膜接收了辐射源通过瞳孔之后的部分辐射能。因此,眼瞳孔前后组织的 H_{RD} 计算方法需分别分析。

2.1 眼瞳孔之前组织的 H_{RD} 评价方法

眼瞳孔之前组织如角膜的 H_{RD} 仅有眼外的处理

器具适用, H_{RD} 的计算式很直观, (1) 式代入 (3) 式后可得

$$H_{RD}(\lambda_1 \sim \lambda_2) = \left[1 - \frac{\sum_{\lambda_1}^{\lambda_2} S_{\lambda}^X W(\lambda) \tau(\lambda) \Delta\lambda}{\tau_0 \sum_{\lambda_1}^{\lambda_2} S_{\lambda}^X W(\lambda) \Delta\lambda} \right] \times 100\%, \quad (5)$$

(5) 式应用中, τ_0 按 (4) 式计算, $\tau(\lambda)$ 可用分光光度计在空气中测量得到。建议分光光度计扫描的波长步距不大于 5 nm 来提高测量的准确度。 S_{λ}^X 与 $W(\lambda)$ 按照模拟应用来选择。例如处理器具对角膜组织有紫外光化学危害的 400 nm 以下光谱有降低功能, 可考虑用富含紫外成份的高色温日光来评价, 相应的 $W(\lambda)$ 选用 $S_{UV}(\lambda)$ 。

2.2 眼瞳孔之后组织的 H_{RD} 评价方法

眼瞳孔之后组织的 H_{RD} 对眼外、眼内的处理器具都适用, 由于瞳孔之后的辐射能与瞳孔的大小相关, 瞳孔调节的影响要考虑。虹膜紧贴于晶状体上, 瞳孔的大小仅改变晶状体的受照区域范围, 不改变受照面的辐照度值, 因而晶状体的 H_{RD} 与角膜一样采用 (5) 式计算。但视网膜上的辐照度与瞳孔的大小

相关, 要进一步分析。视网膜 H_{RD} 的分析分为明视觉和暗视觉 2 种环境下进行。

明视觉为视细胞中锥状细胞处于非饱和响应状态的亮光环境, 一般认为环境光亮度范围在 $3.4 \sim 10^6 \text{ cd/m}^2$ [4], 瞳孔大小可随光强大小相应调节。对于亮度超过瞳孔最小限的强光人眼会自然地发生眨眼或躲避, 因而有意义评价的光环境是眼能长久注视的光环境, 一定在瞳孔正常调节可接受的范围内。在相同光环境下原器具和处理器具分别加入眼光路中时, 由于两器具光学作用相同不会导致视网膜上光分布变化, 瞳孔会针对透入光强变化进行调节, 以使视网膜平均照度不变, 或者说眼内光通量为恒量。据此做 H_{RD} 的算法推导如下。

设 $\tau_0 E_{\lambda}^X$ 为辐射体 X 的辐射通过原器具后到达眼表面的光谱辐照度, 换成处理器具后到达眼表面的光谱辐照度为 $\tau(\lambda) E_{\lambda}^X$ 。先分析辐射通过处理器具的情况。设 C 为, 该光环境下眼内的恒量光通量, A 为对应瞳孔调节稳定时面积, 则 C 可由 (6) 式给出; 设 $\varphi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 为瞳孔面积 A 下到达眼内的光谱 $\lambda_1 \sim \lambda_2$ 段光伤害加权辐通量, $\varphi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 可由 (7) 式给出:

$$C = A \int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X \tau(\lambda) V(\lambda) d\lambda = A \frac{\int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X \tau(\lambda) V(\lambda) d\lambda}{\int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X V(\lambda) d\lambda}, \quad (6)$$

$$\varphi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2} = A \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} E_{\lambda}^X \tau(\lambda) \cdot W(\lambda) d\lambda, \quad (7)$$

(6) 式中的 $V(\lambda)$ 为人眼明视觉的相对光谱光效率函数 [5]。由于处理器具在 X 下的光透射率 τ_V 和 X 通过原器具后瞳孔面的光照度 E_V 公式如下:

$$\left\{ \begin{aligned} \tau_V &= \frac{\int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X \tau(\lambda) V(\lambda) d\lambda}{\int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X V(\lambda) d\lambda}, \\ E_V &= \tau_0 \int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X V(\lambda) d\lambda, \end{aligned} \right. \quad (8)$$

(8) 式代入 (6) 式后再代入 (7) 式可得

$$\varphi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2} = C \cdot \frac{\tau_0}{\tau_V} \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} E_{\lambda}^X \tau(\lambda) W(\lambda) d\lambda}{E_V}, \quad (9)$$

再看辐射体 X 的辐射通过原器具后情况。因为光照环境未变, 所以通过瞳孔调节后到达眼内的光通量仍为 C , 对应调节稳定时的瞳孔面积为 A' 。此时进入瞳孔的光谱 $\lambda_1 \sim \lambda_2$ 段光伤害加权辐通量设为 $\varphi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 。同理可得

$$\left\{ \begin{aligned} C &= A' \tau_0 \int_{380 \text{ nm}}^{780 \text{ nm}} E_{\lambda}^X V(\lambda) d\lambda = A' E_V, \\ \varphi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2} &= A' \tau_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} E_{\lambda}^X W(\lambda) d\lambda, \end{aligned} \right. \quad (10)$$

上式整理后得

$$\varphi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2} = C \tau_0 \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} E_{\lambda}^X W(\lambda) d\lambda}{E_V}, \quad (11)$$

由于 $H_{RD}(\lambda_1 \sim \lambda_2) = 1 - \frac{\Phi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}} = 1 - \frac{\varphi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\varphi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}$,

(9)式和(11)式代入上式后按实用求和公式计算,并用 S_λ^X 代替 E_λ^X ,则有

$$H_{RD}(\lambda_1 \sim \lambda_2) = \left[1 - \frac{1}{\tau_V} \frac{\sum_{\lambda_1}^{\lambda_2} S_\lambda^X \tau(\lambda) W(\lambda) \Delta\lambda}{\sum_{\lambda_1}^{\lambda_2} S_\lambda^X W(\lambda) \Delta\lambda} \right] \times 100\%. \quad (12)$$

(5)式和(12)式中, τ_0 按(4)式计算, $\tau(\lambda)$ 可采用分光光度计测量得到,对于眼外的处理器具在空气中测量,对于眼内的处理器具在模拟眼内液中测量。明视觉下 S_λ^X 与 $W(\lambda)$ 的应用选择,例如:对于降低1400 nm以下辐射量的处理器具,可分为:1)在400 nm以下对该谱段有强吸收的晶状体^[6] H_{RD} , S_λ^X 可考虑富含紫外成份的高色温日光 S_λ^D , $W(\lambda)$ 选用 $S_{UV}(\lambda)$; 2) 300~700 nm 谱段视网膜蓝光^[7]的 H_{RD} , S_λ^X 可考虑富含紫外成份的高色温日光 S_λ^D , $W(\lambda)$ 根据有晶状体眼和无晶状体眼分别选用 $B(\lambda)$ 和 $A(\lambda)$,其中 $B(\lambda)$ 在300~380 nm段的权重极小,可仅应用在380~700 nm谱段; 3) 380~1400 nm 谱段视网膜热灼^[7]的 H_{RD} , S_λ^X 可考虑富含近红外成份的低色温白炽灯光源, $W(\lambda)$ 选用 $R(\lambda)$; 4) 780~1400 nm 谱段晶状体近红外 A(IR-A)^[1,7]的 H_{RD} , S_λ^X 可考虑富含近红外成份的低色温白炽灯光源, $W(\lambda)$ 选用 $R(\lambda)$ 。

暗视觉是指视细胞中仅杆状细胞响应的微光环境,一般认为亮度在 0.001 cd/m^2 以下^[8],此时眼瞳孔始终处于最大张开度。对于亮度在暗视觉和亮视觉间的中间视觉区,瞳孔仍可调节,但从最不利原则出发也归于暗视觉。暗视觉下的微光辐射量变化已不能令眼瞳孔变化, H_{RD} 的计算与眼瞳孔之前组织的 H_{RD} 一样采用(5)式。 $\tau(\lambda)$ 的测量与明视觉一样。在常规用光环境下,微光的紫外和红外光辐射功率较低,一般不需评价。但在可见光极微而不可见危害光很强的特殊辐射环境下,比如强热辐射或强紫外辐射,眼瞳孔之后除了玻璃体的高透区大于晶状体且光路位置在晶状体以后可暂不考虑外,评价晶状体、视网膜的 H_{RD} 很有意义。晶状体和视网膜 H_{RD} 对应的光谱段及 $W(\lambda)$ 选用与明视觉一样,但 S_λ^X 用实际辐射源光谱。

2.3 H_{AD} 和 H_{RD} 的转换

H_{AD} 和 H_{RD} 的转换关系由下述推导给出,供需

要者参考。对(2)式进行变换有

$$H_{AD}(\lambda_1 \sim \lambda_2) = 1 - \frac{\Phi''_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}} \cdot \frac{\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi_{\lambda_1 \sim \lambda_2}} = 1 - \frac{\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi_{\lambda_1 \sim \lambda_2}} [1 - H_{RD}(\lambda_1 \sim \lambda_2)], \quad (13)$$

式中 $\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 与 $\Phi_{\lambda_1 \sim \lambda_2}$ 的关系和原器具的光学作用以及 τ_0 有关。眼光路中光学器具的光学作用以图1为例说明。图1为某后顶焦距为 $F'_V(D)$ 的负屈光校正眼镜片光路,眼镜片1是原器具,2为眼睛瞳孔,3为远视点, $L_0(\text{mm})$ 为顶点距, $L(\text{mm})$ 为眼镜片的后顶焦距,其中 $L = 1000/F'_V$ ^[9]。左边虚线为无镜片时的光束,设其直径为 d_1 ,实线为有镜片时的光束,设其直径为 d_2 。对于均匀辐射而言,辐射量与面积成正比,则有

$$\frac{\Phi'_{\lambda_1 \sim \lambda_2}}{\Phi_{\lambda_1 \sim \lambda_2}} = \frac{d_2^2}{d_1^2} \tau_0, \quad (14)$$

d_2/d_1 关系可从图1导出如下:

$$\frac{d_2}{d_1} = \frac{-L}{-L + L_0} = \frac{1000}{1000 - L_0 F'_V}, \quad (15)$$

(15)式和(4)式代入(14)式后再代入(13)式,可得 H_{AD} 和 H_{RD} 的转换关系为

$$H_{AD} = 1 - \frac{1.6 \times 10^7 n^2}{(1000 - L_0 F'_V)^2 (1 + n)^4} \cdot [1 - H_{RD}], \quad (16)$$

式中处理器具为平光镜片时 F'_V 为 $0D$,处理器具为接触镜片或眼内镜片时 L_0 为 0 ,但对于处理器具为替换自然晶状体的人工晶状体时,自然晶状体可作为原器件看待, H_{RD} 就是 H_{AD} 。

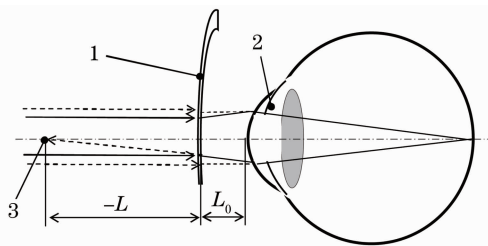


图1 戴镜前后光束变化示意图

Fig. 1 Diagram of light beams changes before and after wearing glasses

3 视光功能的评价方法和计算通式

具有光辐射危害降低功能的处理器具,如果在可见光谱380~780 nm段相对于原器具发生了光谱改变,视光功能的进一步评价就有必要。和光谱改变相关的视光功能主要有视明度和色觉。当然,光谱改变有可能对戴镜者整个眼睛系统的视像质量

有影响,比如球差的影响变化。但这种影响的评价是一种眼视觉生理的反应评价,暂不在本文讨论范围。本文主要关注包括暗视觉在内的视明度和色觉评价。

3.1 视明度的评价方法和算式

视明度主要用明视觉下的光透射率和暗视觉下的光透射率来表征。光透射率习惯指环境介质中的绝对光透射率,(8)式是通用计算式。(8)式中,明视觉下选用的辐射体 X 常规用 CIE 标准照明体 D65, S_{λ}^X 采用 D65 的相对光谱函数 $S_{\lambda}^{D65[10]}$, 暗视觉下的微光环境中包含有效色温为 5900 K 的月光,有效色温为 2900~23000 K 的星光以及相关色温低于 1000 K 的近似黑体辐射^[6]等,为此暗视觉下 S_{λ}^X 拟选用等能辐射体的等能光谱,并且 $V(\lambda)$ 用人眼暗视觉的相对光谱光效率函数 $V'(\lambda)$ ^[6]代替。因此,暗视觉光透射率可用(17)式表示:

$$\tau_{V'} = \frac{\sum_{380 \text{ nm}}^{720 \text{ nm}} \tau(\lambda) V'(\lambda) \Delta\lambda}{\sum_{380 \text{ nm}}^{720 \text{ nm}} V'(\lambda) \Delta\lambda} \times 100\%, \quad (17)$$

由于暗视觉下的光量已无法通过瞳孔增大来得到,因此暗视觉光透射率的指标高低相对于明视觉光透射率来说更需关注。暗视觉下的光效评价用相对比较量更直观且有意义,因此,本文采用 D_{LI} 符号表示的暗光效增率来表征处理器具的暗视觉特性。 D_{LI} 解释为处理器具的暗视觉光透射率与原器具的暗视觉光透射率差值的相对量,其表达式为

$$D_{LI} = \left(\frac{\tau_{V'}'}{\tau_0} - 1 \right) \times 100\%, \quad (18)$$

(17)式和(4)式代入(18)式后,可得 D_{LI} 的应用式为

$$D_{LI} = \left[\frac{(1+n)^4}{16n^2} \frac{\sum_{380 \text{ nm}}^{710 \text{ nm}} \tau(\lambda) V'(\lambda) \Delta\lambda}{\sum_{380 \text{ nm}}^{710 \text{ nm}} V'(\lambda) \Delta\lambda} - 1 \right] \times 100\%, \quad (19)$$

式中,当 D_{LI} 为正百分比值时表示暗视觉时总光效提高了该百分比值,当 D_{LI} 为负百分比值时表示暗视觉时总光效下降了该百分比值。

3.2 视色觉的评价方法和算式

人眼通过处理器具后观察一个被辐射体 X 照射的漫射物体,设 $S_{\lambda}^{X'E}$ 为进入人眼的光谱函数, $S_{\lambda}^{X'E}$ 表示为:

$$S_{\lambda}^{X'E} = [S_{\lambda}^X \tau(\lambda)] r(\lambda), \quad (20)$$

式中 $r(\lambda)$ 为被观察物体的漫射率。将 S_{λ}^X 改为普朗克黑体和组合昼光表示的 CIE 照明体^[11]的辐射光

谱 S_{λ}^{CIE} 时,(20) 式可改为

$$\begin{cases} S_{\lambda}^{X_1} = S_{\lambda}^{CIE} \tau(\lambda) \\ S_{\lambda}^{X_1 E} = S_{\lambda}^{X_1} r(\lambda) \end{cases}, \quad (21)$$

式中 $S_{\lambda}^{X_1}$ 为辐射体 X_1 的光谱函数,相当于人眼直接观察被 X_1 照射的漫射物体,这意味着视色觉的性能可参考光源显色性的评价方法。 X_1 的显色性在 CIE 13.3-1995 标准^[12]中提供了用显色指数 R_a 评价的方法,当(21)式中 $\tau(\lambda)$ 为常数时,相当于原器具情况, $S_{\lambda}^{X_1}$ 就是 S_{λ}^{CIE} 。由于 CIE 照明体有最理想的显色性,其显色指数 $R_a = 100$,表示人眼有最好的色觉。当 $\tau(\lambda)$ 不为常数时, X_1 的显色指数 R_a 为小于 100 的某数值,表示 $\tau(\lambda)$ 改变了 S_{λ}^{CIE} 的光谱分布而影响人眼的色觉。因此,光谱透射率为 $\tau(\lambda)$ 的处理器具的视色觉水平可用光谱函数为 $[S_{\lambda}^{CIE} \cdot \tau(\lambda)]$ 的辐射体 X_1 的 R_a 来表征。

处理器具的色觉水平评价方法应用中, $\tau(\lambda)$ 可用分光光度计测量, S_{λ}^{CIE} 可选择 CIE 标准照明体 A 的光谱函数 $S_{\lambda}^A[10]$ 和 D65 的光谱函数 S_{λ}^{D65} , 然后分别按照 CIE 13.3-1995 方法计算 R_a 。

4 应用举例

现有 2 片在光谱 300~1400 nm 段具有选择性光谱透过的框架眼镜片,期望用于有晶状体眼的负屈光矫正。它们的球镜度 F'_v 和 e 光谱折射率 n 相同分别为 -3.0D 和 1.499,顶点距为 12 mm。用分光光度计测得的镜片 1 和镜片 2 的光谱透射率 $\tau(\lambda)_1$ 和 $\tau(\lambda)_2$ 如图 2 所示。

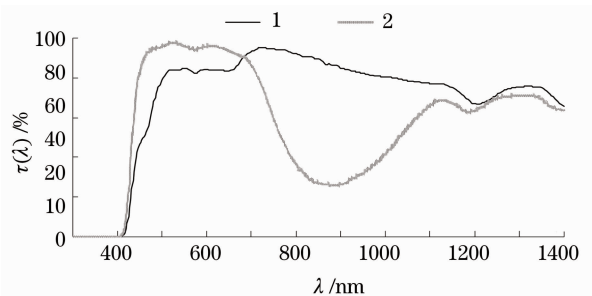


图 2 镜片 1 和镜片 2 的光谱透射率图谱

Fig. 2 Spectral transmittance diagram of lens 1 and lens 2

根据作用光谱 300~1400 nm 段可确定的系统评价内容主要有:

1) 眼瞳孔之前的角膜和眼瞳孔之后的晶状体在 300~400 nm 光谱段的紫外光化学危害降低率 $H_{RDUV-CL}$, 计算按(5)式进行。 S_{λ}^X 选用与正午相关色温 T_c 为 5500 K 的日光相当的 CIE 组合昼光照明的光谱, $W(\lambda)$ 选用紫外光危害加权函数

$S_{UV}(\lambda)$;

2) 眼瞳孔之后视网膜在 380~700 nm 光谱段的蓝外光辐射危害降低率 H_{RDB-R} , 计算按(12)式进行。 $S_{\lambda}^x, W(\lambda)$ 选用与 1) 相同;

3) 眼瞳孔之后的视网膜在 380~1400 nm 光谱段的热灼危害降低率 H_{RDT-R} , 计算按(12)式进行。 S_{λ}^x 选用与傍晚色温及广泛使用的白炽灯相关色温接近的 2800 K 黑体的光谱, $W(\lambda)$ 选用热灼危害加权函数 $R(\lambda)$;

4) 眼瞳孔之后的晶状体在 780~1400 nm 光谱段的 IR-A 降低率 $H_{RDIRA-L}$, 计算按(5)式进行。 S_{λ}^x 选用与 3) 相同, $W(\lambda)$ 选用 $R(\lambda)$ 。

5) 380~780 nm 可见光谱段的暗光效率率 D_{LI} , 计算按(19)式进行;

6) CIE 标准照明体 A 和 D65 的显色指数 R_{a-A} 和 R_{a-D65} , 计算按 CIE 13.3-1995 方法。 S_{λ}^{x1} 按(21)式算得。

两眼镜片的计算结果如表 1 所示。

表 1 镜片 1 和 2 的系统评价结果比较

Table 1 Comparison of systematic evaluation results between lens 1 and lens 2

No.	$H_{RDUV-CL}/\%$	$H_{RDB-R}/\%$	$H_{RDT-R}/\%$	$H_{RDIRA-L}/\%$	$D_{LI}/\%$	R_{a-A}	R_{a-D65}
1	100	51.5	6.7	8.7	-23	95.0	87.9
2	100	30.8	33.1	56.5	-1.0	97.7	93.3

表 1 中镜片 1 除有更好的滤蓝光特性外, 其它指标都比镜片 2 差, 无热灼降低功能。在视功能方面有明显降低, 特别是 D_{LI} 降到 -23%, 夜间视力会有很大影响, $R_{a-D65} = 87.9$, 日光下戴镜者色觉不理想。这类镜片较适合于白天户外或高色温光源下对色觉无更高要求的场合使用, 有较好的蓝光危害防护作用; 镜片 2 除滤蓝光特性不如镜片 1 好外, 其它指标都比镜片 1 好因而综合性能更好。有蓝光、热灼和 IR-A 危害双谱降低功能, H_{RDT-R} 和 $H_{RDIRA-L}$ 可达 33.1% 和 56.5% 表明热辐射较大的光源如白炽灯下用眼有显著的热灼防护作用。在视功能方面 $D_{LI} = -1.0\%$ 表明与常规镜片相似, 夜间视力无大影响, 更好的 R_{a-D65} 说明戴镜者色觉无大影响。镜片 2 可在更广泛的场合下应用。

上述的分析结果可以看出, H_{RD} 和 D_{LI} 、 R_a 结合的系统评价方法, 提供了眼光路光辐射危害降低量产品两方面综合分析的客观依据, 以及临床安全的风险分析依据。

5 结 论

本文给出的相对和绝对光辐射危害降低量的概念、表达式、算法以及两者间的换算关系, 完善了具有选择性光谱透过的眼光路光学器具产品的光辐射危害降低量评价方法; 提出的用于视觉水平评价的暗光效率率的概念、算法和运用光源显色性方法来进行的色觉水平评定, 充实了该类产品的视觉功能评价方法。两种评价方法的结合运用构建了眼光路光学器具光危害的系统评价方法, 符合医用产品安全有效性的评估原则。该方法可作为产品光辐射危

害降低量的系统评价方法被国家或行业标准采用, 也可用于设计分析和结果验证。

参 考 文 献

- 1 International commission on illumination. CIE S 009/E; 2002 Photobiological Safety of Lamps and Lamp Systems [S]
- 2 International organization for standardization. ISO15004-2; 2007 ophthalmic instruments-fundamental requirements and test methods-Part2; Liht hazard protection [S]
- 3 International organization for standardization. ISO 18369-3; 2006 ophthalmic optics-contact lenses Part 3; measurement methods [S]
- 4 Shi Xiaowei. Fundamentals of Interior Lighting Design[M]. 1st ed. Taibai; Shuxin Press, 1996. 16~23
石晓蔚, 室内照明设计原理[M]. 1 版. 台北: 淑馨出版社, 1996. 16~23
- 5 International organization for standardization. ISO 23539; 2005 / CIE S 010/E; 2004 Photometry-the CIE System of Physical Photometry [S]
- 6 Li Jingzhen. Optics Manual[M]. 1st ed. Xi'an; Shaanxi Science and Technology Press, 1986. 10~15; 689~693
李景镇, 光学手册[M]. 1 版. 西安: 陕西科学技术出版社, 1986. 10~15; 689~693
- 7 David Sliney, Danielle Aron-Rosa, Francois DeLori *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]. *Appl. Opt.*, 2005, **44**(11): 2163~2176
- 8 International Commission on Illumination. CIE 41 1978. Light as a true visual quantity; principles of measurement[S]
- 9 International Organization for Standardization. ISO 8980-1; 2004 Ophthalmic optics-uncut finished spectacle lenses Part 1: specifications for single-vision and multifocal lenses [S]
- 10 International Organization for Standardization. ISO 10526; 2007 CIE S 014-2/E; 2006 CIE Standard illuminants for colorimetry [S]
- 11 International Commission on Illumination. CIE 15; 2004 colorimetry[S]
- 12 International Commission on Illumination. CIE 13.3-1995 Method of measuring and specifying colour rendering properties of light sources[S]