

Proposition d'une méthode d'évaluation du risque rétinien en lumière bleue associé à des luminaires d'éclairage à LEDs par imagerie monospectrale

S. Point^a

Laboratoire de Qualification et de Recherche Technologique, Centre d'Excellence Éclairage de Sécurité, Cooper Sécurité SAS (groupe EATON), Parc Européen d'Entreprises II, Rue Beethoven, BP 10184, 63204 Riom Cedex, France.

Reçu le 18 décembre 2013 – Accepté le 7 février 2014

Résumé – Le standard CEI 62471 décrit les limites d'exposition aux sources de rayonnements optiques incohérentes à large spectre, depuis l'UV jusqu'à l'IR en passant par le visible. Son application apparaît particulièrement justifiée pour l'évaluation de sources à LEDs blanches à luminophore, qui combinent une luminance élevée et un spectre riche en ondes courtes (bleu), ce qui expose potentiellement l'œil humain à un risque de lésions rétiniennes (Blue Light Hazard). En théorie, il s'agit simplement de mesurer la luminance énergétique spectrique de la source lumineuse à l'intérieur du champ visuel de l'œil en mouvement puis de la pondérer par la fonction décrivant le risque rétinien en lumière bleue. En pratique cependant, la mesure est assez faiblement répétable lorsque les sources en question n'offrent que des surfaces relativement inhomogènes du point de vue de la luminance. Des protocoles de mesures basés sur l'imagerie CCD permettraient probablement d'améliorer la répétabilité de la mesure. Cet article propose une première approche d'une méthode simple d'évaluation du risque par imagerie monospectrale.

Abstract – **Proposal of a monospectral imaging method for Blue Light Hazard evaluation on LED based luminaries.** IEC 62471 describes exposure limits to broad-spectrum incoherent optical radiation sources (UV, visible and IR). Its application seems particularly justified for the evaluation of White Phosphor-Coated Light-Emitting Diodes, which combine high luminance and a shortwave energy (blue)-rich spectrum, which potentially exposes the human eye to a Blue Light retinal Hazard. In theory, it is simply a question of measuring the spectral radiance of the light source inside the field of vision of the eye in movement then multiplying it with the function describing the Blue Light retinal Hazard. In practice, however, the measurement is not very repeatable in the case of inhomogeneous radiance. Protocols based on CCD imaging would probably improve the repeatability of measurements. This article deals with a first approach of a simple method for the evaluation of the Blue Light retinal Hazard by monospectral imaging.

Keywords: LEDs / Blue Light retinal Hazard / IEC 62471 / monospectral CCD imaging

1 Problématique

En quelques années, le marché de l'éclairage a changé de visage avec l'émergence de nouvelles sources de lumière, les LEDs blanches à luminophore (en anglais WPCLEDs pour White Phosphor Coated Light Emitting Diodes), dont la percée n'est pas le fruit du hasard mais est liée à leurs nombreux atouts : peu coûteuses, efficaces et à longue durée de vie, elles supplantent désormais les tubes et lampes fluorescentes dans de nombreuses applications (Cachoncinlle et Zissis, 2012). Ces avantages s'accompagnent cependant d'un certain nombre d'inconvénients, au premier rang desquels une luminance généralement élevée et un spectre riche en bleu. En effet, les WPCLEDs fonctionnent sur le principe de la désexcitation radiative d'un luminophore « jaune » (Ce:YAG)

recouvrant la jonction à semi-conducteur InGaN qui fournit le rayonnement d'excitation généralement centré sur 460 nm de longueur d'onde (Fig. 1). Ce rayonnement d'excitation bleu n'étant pas entièrement converti par le luminophore, le spectre typique d'une WPCLED est constitué de la superposition de la réponse du luminophore avec la partie non convertie du rayonnement d'excitation bleu (Fig. 2). L'association, par le cerveau, des couleurs bleu et jaune donne la sensation de lumière blanche.

De nombreuses études (Sloney, 1994 ; Césarini, 2009) ont montré que des doses importantes de lumière bleue au niveau de la rétine perturbent le cycle visuel, en provoquant la formation de radicaux libres toxiques et d'oxygène singulet, ce qui endommage les cellules et entraîne l'apparition d'une photorétinite. L'évaluation de ce risque – communément désigné par l'acronyme BLH pour Blue Light Hazard – est prise en compte

^a SebastienPoint@eaton.com

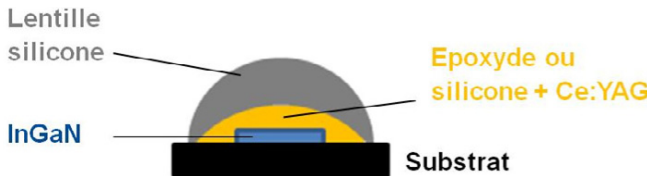


Fig. 1. Schéma simplifié de la structure d'une WPCLED. Sketch of the WPCLED structure.

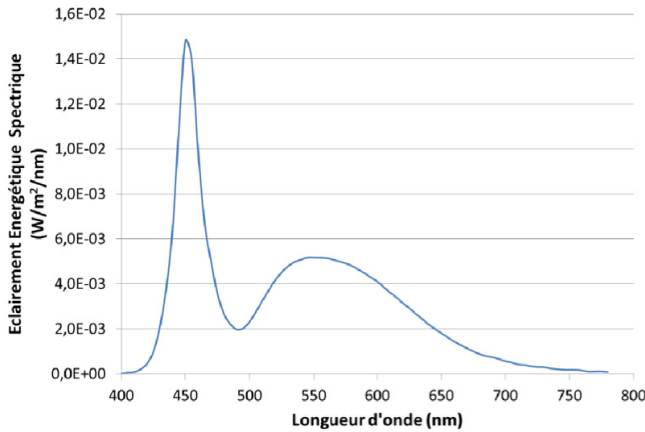


Fig. 2. Spectre typique d'une WPCLED. Typical WPCLED spectrum.

par le standard CIE 62471 (CIE, 2008) qui décrit les niveaux et les méthodes de mesure du risque photobiologique des sources de rayonnements optiques incohérents à large spectre, depuis l'UV jusqu'à l'IR. En pratique, la grandeur permettant d'évaluer le niveau de risque d'une source étendue est la luminance efficace qu'il s'agit de comparer à des limites d'exposition définissant des groupes de risque (classés de 0 à 3). La luminance efficace est décrite par l'équation (1) :

$$Le = \int_{300\text{ nm}}^{700\text{ nm}} L'(\lambda)B(\lambda)d\lambda \text{ [W/m}^2\text{/sr].} \quad (1)$$

Dans l'équation (1), $B(\lambda)$ est la fonction de risque rétinien en lumière bleue pour l'œil adulte établi sur la base des travaux de Ham et Mueller (1989) ; $L'(\lambda)$ est la luminance énergétique spectrique mesurée sur les champs de vision ; L' s'éloigne très sensiblement de la définition classique de la luminance L donnée par l'équation (2) puisque la taille angulaire du champ de vision, sur lequel s'effectue la mesure, peut être plus grande que la dimension apparente de la source ($dA \cos \theta$).

$$L = \frac{d\varphi}{dA \cos \theta d\alpha} \quad (2)$$

avec $d\varphi$ le flux énergétique émis dans l'angle solide $d\alpha$, dA l'aire de la surface lumineuse et θ l'angle entre la normale à la surface lumineuse et la direction d'observation.

La réalisation de la mesure de luminance sur l'étendue du champ de vision permet de prendre en compte les mouvements de l'œil, dont l'effet est d'étaler la lumière sur la rétine, y diminuant ainsi les valeurs d'éclairement énergétique. Cette précaution permet ainsi d'éviter la surestimation du BLH en cas d'expositions longues au cours desquelles l'œil n'est jamais

Tableau 1. Relations empiriques entre la durée d'exposition à la lumière bleue et le champ de vision de l'œil humain (CIE, 2008). Empirical relations between the blue light exposure duration and the human eye field of view (CIE, 2008).

Plage de durée d'exposition (en seconde)	Angle plan γ du champ de vision (en radians)
De 0,25 à 10	$0,011 \cdot \sqrt{(t/10)}$
De 10 à 100	0,011
De 100 à 10 000	$0,0011 \cdot \sqrt{t}$
Au-delà de 10 000	0,1

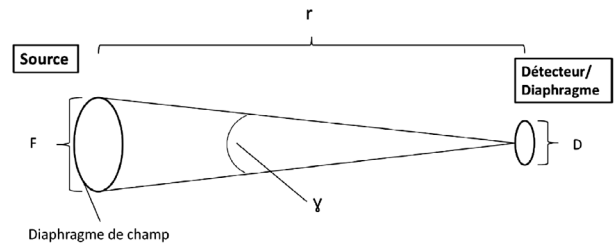


Fig. 3. Modélisation du champ de vision par diaphragme. Realization of the field of view by diaphragm.

fixe (sauf dans le cas particulier d'un œil stabilisé pour une intervention chirurgicale). En lumière bleue, on estime que les mouvements de l'œil augmentent l'étendue du champ de vision proportionnellement à la durée d'exposition suivant les relations empiriques présentées dans le tableau 1.

Au laboratoire, le champ de vision peut être modélisé par la mise en place d'un diaphragme de champ F à proximité de la surface lumineuse et à une distance adéquate du plan définissant la position de l'observateur occupé par un détecteur d'ouverture $D = 7$ mm (plus large diamètre d'ouverture de la pupille de l'œil) (Fig. 3). Dans cette configuration, on peut exprimer la luminance à partir de la connaissance de la valeur d'éclairement E et de l'angle solide Ω correspondant au champ de vision d'angle plat γ (Eqs. (3) et (4)) :

$$E = L\Omega \quad (3)$$

$$\Omega = (\pi\gamma^2)/4. \quad (4)$$

Dans le cas d'une luminance parfaitement homogène sur toute la surface lumineuse à mesurer, la luminance énergétique obtenue sur des champs de vision de dimension inférieure ou égale à la taille angulaire de la source correspond à la luminance énergétique vraie telle que définie dans l'équation (2). Quant à la luminance énergétique obtenue sur des champs de vision supérieurs à la taille angulaire de la source, elle a une valeur nécessairement inférieure à celle de la luminance énergétique vraie et varie suivant le carré de l'angle plat γ de l'équation (4). Dans de nombreux cas réels cependant, le luminaire ne possède pas une luminance uniforme, en particulier dans les luminaires associant des WPCLEDs et des optiques diffusantes qui peuvent présenter des points « chauds » et des points « froids ». Lorsque le champ de vision est de l'ordre de grandeur des irrégularités en luminance, la question du placement du diaphragme de champs se pose et, en pratique, l'opérateur doit balayer la surface à mesurer. Cette méthode manuelle pose des problèmes de répétabilité. Ce papier présente une première approche d'une méthode simple mise en place



Fig. 4. Image du spot à LEDs prise à la caméra à travers deux filtres neutres (OD 3 et OD 2) à 1 m de distance.

Image of the LED spotlight taken by CCD camera through two neutral filters (OD 3 and OD 2) at 1 m.

dans notre laboratoire afin d'améliorer la répétabilité de la mesure par imagerie monospectrale.

2 Montage expérimental

Le dispositif expérimental est basé sur le schéma de principe de la figure 3. Le luminaire est placé à une distance r du plan de l'observateur. Le diaphragme de champ F est volontairement absent et sera remplacé, lors du traitement d'image, par un diaphragme virtuel. Le détecteur, situé dans le plan de l'observateur, est l'objectif d'un spectroradiomètre JETI specbos 1201 équipé d'un diffuseur cosinus ou l'objectif d'une caméra permettant d'imager le luminaire. L'objectif de la caméra peut être équipé de filtres neutres et/ou d'un filtre Thorlabs FL532-1 (données constructeur : CWL(nm) = 532 nm \pm 0,2; FWHM(nm) = 1 nm \pm 0,2; $T(532 \text{ nm}) = 40 \%$). Le logiciel d'acquisition JETILiMeS est utilisé pour les enregistrements spectraux. Le logiciel de traitement d'image IRIS est utilisé pour la photométrie des images. Le luminaire à évaluer est choisi afin de présenter une carte de luminance riche en points chauds et en points froids. Il s'agit d'un spot constitué de 10 WPCLEDs identiques alimentées sous 600 mA (soit 60 mA par LED) et fournissant une intensité dans l'axe de 1000 cd (Fig. 4). Ses niveaux de luminance efficace ont été évalués, une première fois, pour deux champs de vision, par la méthode manuelle avec les résultats présentés au tableau 2.

3 Expérimentations

3.1 Étalonnage de la caméra

Le logiciel IRIS permet de définir une région d'intérêt sur une image (en fait un cercle dont le diamètre est définissable par l'utilisateur) et d'obtenir la somme des intensités de tous les pixels situés à l'intérieur de cette région. Dans notre application, ce cercle constitue l'équivalent numérique du diaphragme de champ F que nous avons volontairement supprimé du montage. On note L_n la luminance de l'image telle que

$$L_n = \frac{I_n}{A_n} \text{ [ADU/Nombre de pixels]} \quad (5)$$

avec I_n l'intensité de tous les pixels contenus dans A_n (unité : Analog Digital Unit) et A_n la surface de mesure (en nombre de pixels).

Tableau 2. Mesures de luminance efficace L_e effectuées sur le spot à LEDs par notre laboratoire en appliquant la méthode manuelle. La mesure avec un champ de vision plus petit que la taille angulaire de la source est réalisée sur 3 points (P1, P2, P3) en suivant une direction radiale dans le sens centre-bord. On remarque la disparité caractéristique d'une surface lumineuse inhomogène. Taille angulaire du spot : 38 mrad.

Measurement of effective luminance made on LED spotlight by our laboratory by applying a manual method. Measurement with a field of view smaller than the angular size of the light source is made on 3 points (P1, P2, P3) by following a radial direction from center to edge. We note the characteristic disparity of a non-homogeneous bright surface. Angular size of the spotlight: 38 mrad.

Champs de vision (mrad)	L_e (W/m ² /sr)	Limite d'exposition (W/m ² /sr)
100	39	100
11	P1 280 P2 340 P3 380	10 000

Et K le rapport entre la luminance d'une source lumineuse et la luminance de son image tel que

$$K = \frac{L_{ref}}{L_n} \text{ [Nombre de pixels][cd]/[ADU][m²]} \quad (6)$$

avec L_{ref} la luminance d'une surface lumineuse de référence.

La caméra utilisée est équipée d'un capteur 1,3 million de pixels (1280 \times 1024). L'objectif est recouvert d'un assemblage (non diaphragmant) de deux filtres neutres (OD3 et OD03, soit un facteur d'atténuation de 1/2000) permettant d'éviter la saturation du capteur. La surface lumineuse utilisée est un disque homogène de luminance 21 W/m²/sr placé à 1 m du plan de l'observateur. Dans cette configuration, on obtient :

$$K \approx 7,5 \times 10^{-5} \text{ [Nombre de pixels][cd]/[ADU][m²]} \quad (7)$$

3.2 Normalisation du spectre

L'allure du spectre du spot à LEDs dont le groupe de risque est à évaluer est acquise sur la bande 400 nm–700 nm en utilisant le spectrophotomètre specbos 1201 muni d'un diffuseur cosinus. L'objectif du spectrophotomètre est placé à 1 m du luminaire. Une fois acquis, le spectre est normalisé sur sa valeur à 530 nm, valeur de longueur d'onde proche de la bande passante du filtre FL532-1.

La figure 5 montre les allures de l'éclairage énergétique spectrique E_s du spot à LEDs (en W/m²/nm) et l'allure S_n du spectre normalisé à sa valeur à 530 nm.

3.3 Imagerie monospectrale et reconstruction spectrale

L'image du luminaire est acquise par la caméra, placée à 1 m de la source, dans le plan de l'observateur, à travers le filtre FL532-1 et un filtre neutre de densité OD = 2 évitant la saturation (Fig. 6).

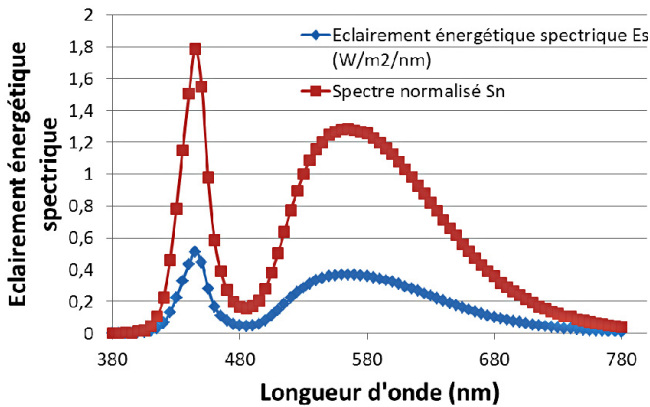


Fig. 5. Allures du spectre avant et après normalisation à la valeur d'éclairage énergétique à 530 nm. WPCLED spectrum before and after normalization to irradiance value at 530 nm.

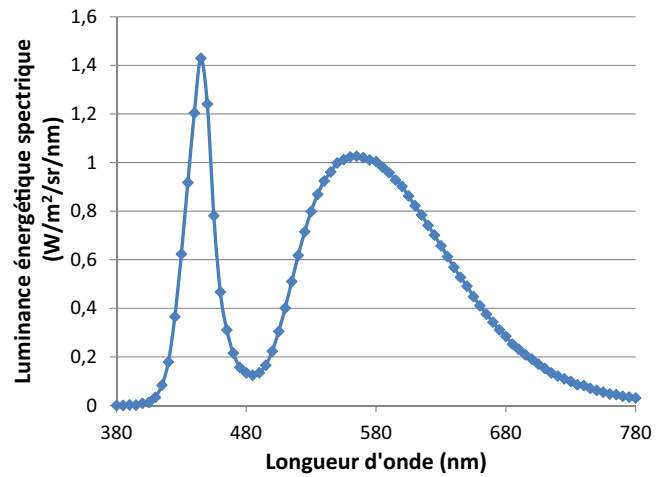


Fig. 7. Luminance énergétique spectrique L' reconstruite. Reconstructed spectral radiance L' .

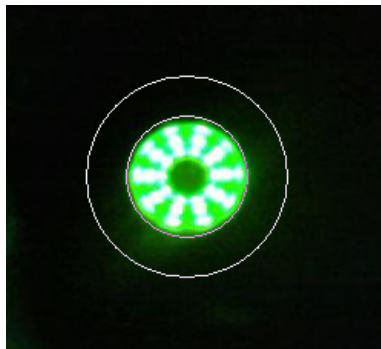


Fig. 6. Photographie du luminaire à évaluer à travers le filtre FL532-1. Le cercle intérieur permet de mesurer l'intensité produite par le luminaire. Le cercle extérieur représente le champ de vision virtuel de 100 mrad.

CCD image of the lamp to be estimated taken through the filter FL532-1. The inner circle allows to measure the intensity produced by the lamp. The outside circle represents the virtual field of vision of 100 mrad.

À partir de cette image, on peut exprimer $L'(532 \text{ nm})$, luminance du luminaire à 532 nm, suivant l'équation (8) :

$$L'(532 \text{ nm}) = 10^{OD} \cdot T^{-1} \cdot K \cdot \frac{I'n}{A'n} \tag{8}$$

avec $I'n$ l'intensité de tous les pixels contenus dans le cercle intérieur de la figure 6, et $A'n$ la surface (en nombre de pixels) contenue dans le cercle extérieur de la figure 6 (champ de vision virtuel).

Connaissant la valeur de luminance réelle à 532 nm, on peut reconstruire l'ensemble du spectre en luminance énergétique spectrique $L'(\lambda)$ suivant l'équation (9) et en déduire Le suivant l'équation (1) :

$$L'(\lambda) = S_n(\lambda)L'(532 \text{ nm}). \tag{9}$$

Ainsi, pour un champ de 100 mrad, sur l'image du spot à LEDs, on relève les valeurs suivantes : $I'n = 527247$, $A'n = 13673$.

Ce qui donne

$$L'(532 \text{ nm}) \approx 0.8 \text{ W/m}^2/\text{sr}, \tag{10}$$

dont on déduit $L'(\lambda)$ (Fig. 7) puis Le :

$$Le = 39 \text{ W/m}^2/\text{sr}. \tag{11}$$

Le résultat obtenu est en excellent accord avec la valeur à 100 mrad présentée au tableau 2.

Pour un champ de 11 mrad, sur l'image du spot à LEDs, on recherche le point de plus grande luminance en déplaçant le champ de vision virtuel (Fig. 8). En suivant la procédure présentée dans le cas précédent, on obtient :

$$Le = 168 \text{ W/m}^2/\text{sr}. \tag{12}$$

La valeur ainsi obtenue reste dans l'ordre de grandeur des valeurs mesurées avec un diaphragme réel (Tab. 2) mais on note un écart significatif que l'on peut relier, au moins partiellement, aux imperfections et incertitudes dans la chaîne de mesure (précision sur le diamètre du diaphragme F et la distance de mesure r , qualité de l'alignement, aberrations géométriques de l'objectif, homogénéité en puissance des LEDs).

4 Discussions

La méthode décrite dans ce papier présente plusieurs intérêts pour la mesure de luminance efficace sur des surfaces non homogènes.

- Le temps expérimental reste limité à l'acquisition d'un spectre et d'une image.
- La possibilité d'archiver l'image la rend réinterprétable par un tiers sans besoin d'itérer la mesure. La méthode réduirait donc les sources de divergence en cas d'intercomparaison laboratoire.
- Le coût reste essentiellement limité à celui d'un spectroradiomètre, d'une caméra d'entrée de gamme et d'un filtre interférentiel. Il est par conséquent compatible avec les capacités d'investissement d'une PME du domaine de l'éclairage.

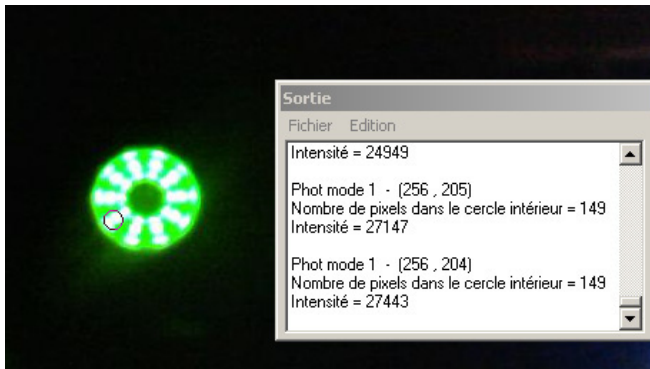


Fig. 8. Recherche du point de plus grande luminance à travers un diaphragme virtuel de 11 mrad.
Searching for the point of highest luminance through a virtual diaphragm of 11 mrad.

Cependant, le champ d'application de la méthode est restreint aux luminaires composés de WPCLEDs de même référence présentant des disparités spectrales faibles. Dans le cas des sources WPCLEDs très différentes d'un point de vue spectral ou issues d'un « ranking » large, l'éclairage énergétique spectrique E_s – qui constitue la somme des éclairagements énergétiques produits par les différentes WPCLEDs – ne permet plus de déduire un spectre normalisé S_n représentatif de la distribution spectrale sur un petit élément de surface du luminaire. Ceci étant dit, les exigences de conception électronique (gestion de la distribution en courant, gestion thermique) conduisent le plus souvent les ingénieurs à éviter le mélange de WPCLEDs de caractéristiques différentes au sein d'un même luminaire.

5 Conclusion

Nous avons montré la possibilité de réaliser un montage d'imagerie simple et peu cher pour l'évaluation du risque rétinien en lumière bleue dans le cadre restreint des luminaires composés de WPCLEDs faiblement dispersées du point de vue de la distribution spectrale et de la puissance. Cette méthode pourrait être améliorée afin de prendre en compte les différentes sources d'incertitude de la chaîne d'acquisition. Il serait également pertinent de décaler la bande passante du filtre utilisé sur une plage de longueur d'onde où l'émission d'une WPCLED est plate, typiquement vers 560 nm (maximum d'émission du luminophore). Enfin, avec un logiciel de traitement d'image adéquat, il serait possible d'obtenir un profil de l'intensité de la source lumineuse sur 3 axes permettant d'identifier encore plus rapidement les coordonnées des points chauds.

Références

- Cachoncinlle C., Zissis G. (2012) La révolution technologique de l'éclairage, *Revue de l'électricité et de l'électronique* **4**, 31-41.
- Césarini J.-P. (2009) Risques oculaires du rayonnement bleu, *Radioprotection* **44**, 463-478.
- Commission Internationale de l'Éclairage (2008) Sécurité photobiologique des lampes et des appareils utilisant des lampes, CIE 62471-1.
- Ham W.T.J., Mueller H.A. (1989) The photopathology and nature of the blue light and near-UV retinal lesions produced by lasers and other optical sources. Dans : *Laser applications in Medicine and Biology* (M.L. Wolbarsht, Ed.) pp.191-246. Plenum Press, New York.
- Sliney D.H. (1994) Ocular hazards of light. Dans : *International Lighting in Controlled Environments Workshop, NASA-CP-95-3309T* (W.Tibbitts, Ed.) pp. 183-189.

Cite this article as: S. Point. Proposition d'une méthode d'évaluation du risque rétinien en lumière bleue associé à des luminaires d'éclairage à LEDs par imagerie monospectrale. *Radioprotection* 49(3), 163-167 (2014).