

広帯域非コヒーレント光放射 ($0.38\mu\text{m} \sim 3\mu\text{m}$) に対する曝露限界のガイドライン

国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP)*¹

日本語訳初版 2009年7月10日

同 改訂版 2009年8月21日

同 改訂版 2012年2月11日

日本語訳監修

吉田道利*² 小島正美*³ 奥野 勉*⁴ 多氣 昌生*⁵

日本語訳

松尾 厚*⁶ 富田晃彦*⁷ 大島 修*⁸ 仲野 誠*⁹ 篠原秀雄*¹⁰ 福江 純*¹¹

*¹ 国際放射線防護学会 (IRPA) は、第8回国際会議 (モンテリオール、1992年5月18日-22日) において、以前の IRPA/国際非電離放射線委員会 (IRPA/INIRC) の延長として、独立した科学組織である国際非電離放射線防護委員会 (ICNIRP) を設けた。この委員会の機能は、さまざまな種類の非電離放射線がもたらし得る危険性についての調査を実施することや、曝露限界に関する国際ガイドラインを起草すること、そして非電離放射線防護に関する全ての問題を取り扱うことである。1996年6月21日原稿受付、1997年12月19日改訂原稿受付、1997年4月22日受理。0017-9078/97/\$03;00/0 Copyright ©1997 Health Physics Society

*² 広島大学、天文教育普及研究会

*³ 金沢医科大学、前 ICNIRP Consulting Expert

*⁴ 労働安全衛生総合研究所、ICNIRP Consulting Expert

*⁵ 首都大学東京、ICNIRP Consulting Expert

*⁶ 山口県立山口博物館、天文教育普及研究会

*⁷ 和歌山大学、天文教育普及研究会

*⁸ 岡山県立水島工業高等学校、天文教育普及研究会

*⁹ 大分大学、天文教育普及研究会

*¹⁰ 埼玉県立蕨高等学校、天文教育普及研究会

*¹¹ 大阪教育大学、天文教育普及研究会

目次

1	はじめに	3
2	目的と範囲	4
3	取り扱う量と単位について	4
4	曝露限界の根拠	5
5	生物的影響	5
5.1	生物組織との相互作用のメカニズム	5
5.2	光化学的相互作用のメカニズムの特徴	6
5.3	熱的な相互作用のメカニズムの特徴	6
5.4	網膜の損傷	7
5.5	皮膚の損傷	8
6	曝露限界の導出について	8
6.1	レーザー放射に対する曝露限界との比較	9
6.2	網膜上の実像サイズと光源のサイズ	10
6.3	網膜への曝露量の計算	10
6.4	眼球の運動と熱流の効果	11
6.5	眼の前部構造への曝露	11
6.6	赤外線曝露	11
6.7	相乗的な効果	12
6.8	皮膚への曝露	12
6.9	以前のガイドライン	12
7	曝露限界	12
7.1	網膜の熱による危険性 (380 – 1,400 nm)	13
7.2	青色光の光化学的網膜障害 (300 – 700 nm)	13
7.3	無水晶体症および乳幼児の眼に対する網膜への光化学的障害 (300 – 700 nm)	14
7.4	赤外放射による眼への障害 (780 – 3,000nm)	14
8	必要な放射測定	15
8.1	測定手順の概要	15
8.2	広帯域光学安全測定器	15
8.3	スペクトル放射測定器	15
8.4	測定のための限界開口と視野	16
8.5	遠赤外放射	16
9	特別な考察	16
10	防護対策	16
11	結語	17
付録 A	無水晶体 (aphakic) および幼児の眼に対する網膜光化学障害	17

1 はじめに

波長が、およそ 100 nm から 1 mm の電磁放射は、広く「光放射」と呼ばれている。波長 100 – 400 nm の光放射は紫外 (UV) 放射、380–780 nm は可視放射と呼ばれ、波長 780 nm から 1 mm の放射は、赤外 (IR) 放射として知られる。また、赤外域は、IRA (780 – 1,400 nm)、IRB (1,400 – 3,000 nm)、IRC (3,000 nm – 1 mm) に細分されることが多い [訳注：紫外域も、しばしば、UVA(320 nm – 400 nm)、UVB(290 nm – 320 nm)、UVC(190 nm – 290 nm) に細分される]。これらのスペクトル帯 (国際照明委員会 (CIE 1987) によって定義) は、光放射に対する光生物学的影響の議論においては、波長域を簡易に示すものとして有用である。もっとも、主要な光生物学的影響がスペクトルの境界をそれほど明確に決めているわけではない。実際に、このことは CIE(国際照明委員会) が、UVA と可視光を、380 nm から 400 nm の波長において意図的にオーバーラップさせていることによって、はっきりと示されている。

一般に、大部分の高強度広帯域光源 (アークや白熱光源) は、より短波長の放射に比較して無視しうるレベルの IRC しか放射しない。つまり、IRC 放射は、リスク評価に際しては大部分を無視してよい。このため、このガイドラインは、IRC 放射については推奨される曝露限界 (exposure limits) を記述していない。このスペクトル領域においては、レーザー光のみが潜在的危険性を有している。通常は、広帯域の曝露限界に対するガイドラインは、IRA、IRB と可視光領域 (場合によっては紫外域へ延長) においてのみ、有効であろう。

人工光源からの光放射は、工業、一般民生、科学、医療など、さまざまな面で利用されるが、ほとんどの場合、放射される可視光や赤外光のエネルギーは危険ではない。しかし、ある特殊な状況では危険となりうるレベルに達することがあり、不快感を減じるためにも過剰な光や赤外放射は取り除かれるか、弱められている。十分な光がある場所では、明るい光に対する眼の自然な忌避反応によって、曝露が危険なレベルに達してしまう可能性は十分に減じられている。さらに、全放射照度 (irradiance) が十分に高い場合には、皮膚や角膜で感じる熱的不快感も忌避反応を生じる。それにもかかわらず、ある種の曝露は依然として危険でありうる。それらの例としては、アーク溶接や、研究室でのアーク灯、写真撮影での高輝度ストロボ、監視や暖熱のための赤外線ランプなどの使用、医療診断への利用などがあり、印刷機やコピー機さえも含まれる。

多くの強い光源は同時に相当量の紫外放射を生じ、それらは眼や皮膚に危険をもたらすかもしれないが、この

危険性については紫外線についてのガイドライン (Duchene ほか、1991) を利用して、別に評価されたい。しかしながら、この紫外線についてのガイドラインでは、光網膜炎の「作用スペクトル」(action spectrum。訳注：意味的には「波長別生体影響強度」とでも呼ぶべきものであり、光の生体影響の強さを光の波長の関数として示したものを。以下、作用スペクトルで通す) が考慮されていないことに注意する必要がある。光網膜炎の危険性については、ここで取り扱う青色光の光化学的曝露限界を適用して評価できるであろう。

人工光源は家庭や会社で多用されるが、快適な明るさを保つためにはその強度にも限度があるので、実際に危険をもたらすことはめったにない。発光ダイオード (LED) は、比較的狭い波長域で光を放射するため、強い忌避反応を引き起こさないかもしれない。現在、ほとんどの高輝度 LED は、670 nm – 900 nm の領域 (赤色から近赤外線領域) で光を放射している。将来的には、より短波長領域で光を放射するもっと高強度の LED が出現すると思われる。

レーザーの光学的特性は特殊で、普通の広帯域光源とは非常に異なっている。そのため、広帯域光源についての曝露限界は、レーザー光に適用されるものとは自ら異なっている。さらに、レーザー光についてのガイドラインは、一般的な光源に適用できない光曝露に関する仮定を含んでいる。ほとんどのレーザーは、一つ、またはいくつかの極度に狭い波長域で光を放射しており、危険評価のためには分光出力についての詳しい情報を必要としない。一方、一般的な広帯域光源の潜在的危険性を評価するときには、様々な光生物学的作用スペクトルを適用するための分光放射測定データが必要であり、また、曝露の幾何学的配置を知る必要がある。こうした作用スペクトルは、いろいろな眼の構造に適用されるが、その生物学的効果は加算的ではないのである。

理論的には、強い光源への曝露は、全スペクトル領域にわたって健康に有害な影響を与えうるが、その中でも、可視および近赤外の放射による網膜障害のリスクが特に重要である。生物学的影響および危険にさらされる可能性のある眼の構造が多様であるために、曝露限界は、その対象とする光の波長によって実に様々なものとなる。

1982 年に、国際連合環境プログラム、世界保健機構、国際放射線防護学会の援助で、レーザーや種々の光源からの光放射への曝露の生物学的影響の報告についてのレビューが出版された (UNEP/WHO/IRPA 1982)。それ以来、さらなる生物学的データが公表されたが (Suess and Benwell-Morison 1989、Duchene ほか 1991、ACGIH 1995)、このレビューの基本的な知見や結論は現在でも通用し、本ガイドライン作成の科学的論拠として使われている。

可視光と赤外線に対する曝露のガイドラインは、国際

非電離放射線防護委員会によって提案されていなかったが、紫外とレーザー放射の曝露限界に関するガイドラインは既に出版され、改訂もされている (Duchene ほか 1991、ICNIRP 1996)。広帯域非コヒーレント光源と単色レーザー光源には違いがあり、2種の光源に対する最悪の条件にも差異がある。さらに、レーザー光の曝露限界を導くためには、多くの単純化した仮定が用いられている。これらの理由から、非コヒーレント光源に対してはレーザー光源などの場合とは違う、より現実的な曝露限界を勧告する必要がある。

曝露限界を定めるにあたって、本委員会は、多数のさまざまな専門家の意見を聞く必要性を認めている。科学的報告としての妥当性が考慮されなければならない、人間への影響は動物実験から推し量る必要がある。このガイドラインでの曝露限界は科学的データのみに基づいており、経済的影響や科学的事項以外の優先順位は考慮されていない。現在知られている限りにおいて、あらゆる一般的な曝露条件下での既知の光生物学的危険性に対して、これらの曝露限界が適切な防護レベルを与えるであろう。

この曝露限界の基礎となっている生物学的データは、広い波長範囲にわたって光を放射している一般的な光源を使って導き出した。また、レーザー光に関する研究データは、作用スペクトルの精度を上げるのに役立った。広帯域光への曝露限界には、単色性の強いレーザー波長に対して必要とされる余分の安全率を見込んでいない (ICNIRP 1996 を参照)。広帯域光源に対する曝露限界とレーザー光に対する曝露限界は、同じような時間依存性と曝露スポットサイズへの依存性を持つが、広帯域光への曝露限界を定めるのには、より精密な波長依存性を用いている。

ある波長域における相互作用の機構についてより良い理解を得るために、レーザー光の生物学的影響の研究を参考にした。眼の不随意運動に関する生理学的研究の結果や、眼の随意運動に関する行動科学的研究、数学的モデルを使った熱流の研究なども曝露限界を導くために用いた。

このガイドラインを作成する際の、国際非電離放射線防護委員会の構成は次のとおりであった。

A. Ahlbom(スウェーデン)、U. Bergqvist(スウェーデン)、J. H. Bernhardt(委員長、1996年5月~)(ドイツ)、J. P. Cesarini(フランス)、L. A. Court(フランス)、M. Grandolfo(副委員長、~1996年4月)(イタリア)、M. Hietanen(1996年5月~)(フィンランド)、A. F. McKinlay(副委員長、1996年5月~)(イギリス) M. H. Repacholi(委員長、~1996年4月)(オーストラリア)、D. H. Sliney(アメリカ)、J. A. J. Stolwijk(アメリカ)、M.

L. Swicord(アメリカ)、L. D. Szabo(ハンガリー)、M. Taki(多氣昌生 日本)、T. S. Tenforde(アメリカ)、H. P. Jammert(フランス)(名誉委員、故人)、R. Matthes(幹事)(ドイツ)*¹²

我々は、国際放射線防護学会の連携学会をはじめ、多くの有力機関、専門家に助言を求めた。このガイドラインの作成にあたり、彼らの協力に心から感謝する。

2 目的と範囲

このガイドラインの目的は、LEDを含む広帯域の一般的な非レーザー光源からの可視および赤外放射に対する基本的な防護基準を確立することである。ここに示すガイドラインは、光放射の潜在的に有害な影響から労働者や公衆を守るために、規制・勧告・実施規約などを作成する責任を負っている様々な専門家および国内・国際団体によってしようされることを想定している。

ここで与えられた曝露限界は、1 ns(ナノ秒)から8 h(時間)までの曝露時間に対応するものであり、およそ380 nmから3,000 nm (3 μm)までの波長の光に適用される。ただし、光網膜炎の作用スペクトルは300 nmの紫外域へも及ぶので、紫外線を放射する可能性のある広帯域光源の評価のためには、この作用スペクトルが適用されるべきである。ほとんどの光源の場合、通常、この波長域における放射は網膜障害に関してほんの限られた危険性しか有しない。このことは、無水晶体眼の人(一般に紫外放射を遮る水晶体を失った人)や、2才以下の子供に対しても当てはまる。なお、波長が3 μmよりも長い非コヒーレント赤外放射に関するガイドラインは不要である。というのは、非レーザー光源は、この波長域において、ほとんど強い放射をしないためである。

このガイドラインは、急性・慢性の両方の場合について、太陽や非レーザー人工光源による全ての光放射への曝露に適用されるが、医療の一部として慎重に実施される場合は除かれる。ただし、一般に診断行為の場合はこの曝露限界を超えるべきではない(麻酔の際には瞳孔径や感受性が変わるので、この限界は修正する必要があるかもしれない)。安全率は曝露限界に組み入れられているが、修正されたガイドラインを超える曝露は、危険性/受益性解析の課題とされるべきである。

3 取り扱う量と単位について

可視放射への曝露を定義する際には、物理量と単位の2つの組、すなわち放射計測学的なものと同光学的なものが有用である (CIE 1987; IRPA/INIRC 1985)。放射

*¹² ICNIRP 事務局 c/o Dipl.-Ing. R. Matthes, Bundesamt für Strahlenschutz, Institut für Strahlenhygiene, Ingolstädter Landstrasse 1, D-85764 Oberschweissheim, Germany.

計測学的な量は、放射輝度^{*13} (radiance: $\text{W m}^{-2} \text{sr}^{-1}$ で表現され、光源の「明るさ」を記述するために使われる) と放射照度^{*14} (irradiance: W m^{-2} で表され、照らされる表面の明るさを記述するのに使われる) を含む。輝度^{*15} (luminance: 明るさで、 cd m^{-2} で表され、人間の「標準観測者」により認識される) や照度 (illuminance: 表面に入射する光、 lm m^{-2} または lux で表される) などのような測光学的量は、昼間の光に対する標準比視感度曲線 $V(\lambda)$ (明所視) によって分光学的に重みを付けられた光のレベルを示す。ここで $V(\lambda)$ は、人間の眼に対しては 555 nm でピークを持つ。暗所視という第 2 の視覚反応もあり、これは 505 nm で感度のピークを持つ桿体の反応である。放射輝度と輝度は、光源そのものの性質を示し、光源から観測者までの距離によって変化しない量なので、特に有用である。光化学効果を定量化するためには、光子流束 (1 平方メートル当たりの光子の個数) あるいは放射照度を特定するだけでは不十分である。なぜなら、影響の度合いが波長に大きく依存するからである。一般的に、短波長の高いエネルギーを持つ光子ほど、より大きな生物学的影響を持つ。

測光学的な量は、視覚—光化学的に始まる過程—に対する作用スペクトルによって定義されるが、そのうちのいくつかは、網膜への有害な影響 (視覚の一時的な攪乱を除く) を記述したり、あるいは視覚システムによって媒介される神経内分泌の効果について調べる際には、ほとんど役に立たないであろう。あいにく、明所視であれ暗所視であれ、測光学的な量と放射計測学的な量との間には簡単な変換係数は存在しない。なぜなら、光のスペクトル分布が光源によって様々であるからである。両物理量間の変換係数 (放射の発光効率) は、白熱灯に対する 15 から 50 lm W^{-1} から、太陽やキセノンアーク灯に対する約 100 lm W^{-1} まで、あるいは蛍光ランプの光源に対するおそらく 250 から 300 lm W^{-1} までの範囲にわたる (Sloney and Wolbarsht 1980)。

光放射に対する曝露限界は、ある放射計測学的量を持った波長別重み付け関数を使って表現される^{*16}。 W m^{-2} で表される放射照度 (irradiance) (E) と、 J m^{-2} で表される放射曝露 (radiant exposure) (H) は、「点」 (あるいは「小さい」) 光源つまり大変小さな視角を張る光源からの被曝率 (dose-rate) 及び被曝量 (dose) の概念を記述

する場合に使われる。 $\text{W m}^{-2} \text{sr}^{-1}$ で表される放射輝度 (radiance) (L) と、 $\text{J m}^{-2} \text{sr}^{-1}$ で表される時間積分された放射輝度 (time-integrated radiance) (L_p) は、網膜上に像を形成する広がった光源の「明るさ」を記述するのに使われる。加えて、 $\text{W m}^{-2} \text{nm}^{-1}$ で表される分光放射輝度^{*17} (spectral irradiance) (E_λ) のような分光放射計測学的量を、適当な作用スペクトルで光源のスペクトルを分光的に重み付けるために用いなければならない。ここで、作用スペクトルとは、光学放射がその波長によってどの程度の光化学的影響を生じさせるかという、相対的な効率を記述するものである。

4 曝露限界の根拠

眼と皮膚は、光学放射によるダメージに対して最も影響を受けやすい組織である。影響の種類、損傷の閾値、損傷のメカニズムは、図 1 に示したように波長に応じて随分変わる。皮膚は普通、可視光や赤外線による損傷をより受けにくいので、皮膚よりも眼に対する曝露ガイドラインの方が、より厳しいものになるであろう。眼への過剰な曝露の結果も、皮膚への過剰な曝露の場合に比べて普通はずっと深刻である。光源の安全基準 (レーザーを含む) は、それゆえ眼の保護に重点に置いたものになる (UNEP/WHO/IRPA 1982; Suess and Benwell-Morison 1989; Duchene et al. 1991; Health Council of the Netherlands 1993; ACGIH 1995)。

このガイドラインは、主として、動物実験での眼の損傷や太陽や溶接アークを見ることによる人間の網膜の損傷に基礎を置いている。なお、ここで示す曝露限界は、雪原や砂浜といった反射を伴う環境下でない限り、屋外環境での可視放射曝露は普通眼に有害ではない、という暗黙の仮定も含んでいる。

5 生物的影響

5.1 生物組織との相互作用のメカニズム

眼は、自然環境中の光の放射から守られるようなつくりになっており、他にも必要なら人間は保護具を使っている。見つめる時間を 0.25 秒以下にすることによって忌

^{*13} 訳注：光源から単位時間単位面積単位立体角あたりに放射される光エネルギー [$\text{W m}^{-2} \text{sr}^{-1}$] で、以下で出てくる分光放射強度を振動数 (波長) 積分したもの。天文学の業界では、全放射強度 / 全輻射強度 (total/net intensity) I と呼ばれる。

^{*14} 訳注：ある面を単位時間単位面積あたりに通過する光エネルギー [W m^{-2}] で、分光放射照度を振動数 (波長) 積分したもの。天文学では、全放射流束 / 全輻射流束 (total/net radiative flux) F と呼ばれる。

^{*15} 訳注：天文学では、輝度 (brightness) は放射強度を意味する。ここでの使い方と少し異なる (まったく違うわけではない)。

^{*16} 訳注：ここで言っているのは、「曝露限界 (exposure limits)」を求める際には、放射輝度や放射照度などを用いるべきであり、さらに、光源そのもののスペクトルに「作用スペクトル」 (光の生体影響の波長依存性) をかけあわせ、積分したものをを用いることが必須であるということである。

^{*17} 訳注：ある面を単位時間単位面積 < 単位波長 > あたりに通過する光エネルギー [$\text{W m}^{-2} \text{nm}^{-1}$] のこと。天文学では、放射流束 / 輻射流束 (radiative flux) F_λ と呼ばれる。

避反応が、通常は、太陽、アーク灯、溶接のアークといったまぶしいものを見て、眼を保護する。眼を細めて見たりすれば、さらに眼を保護する効果がある。

このガイドラインで示している波長域での生組織的反応は、熱的なもの及び光化学的なものに起因するものである。眼や皮膚に対する、少なくとも5つの異なる種類の損傷が、可視光及び赤外線的光源によって引き起こされるであろう(図1)。

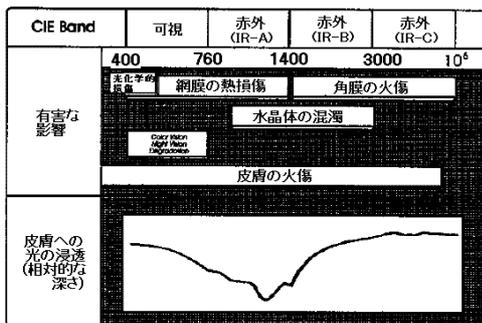


図1 生物的な悪影響の波長依存性を示す。影響は重なりあっており、したがってそれぞれ独立に評価しなければならない。おのおのの影響に対して、作用スペクトルがある。相対侵入深さは定性的に示したものであり、よって、深さについての尺度は入れていない。

- (a) 網膜の熱的損傷(380–1400 nm)。
- (b) 青色光による、光化学的な網膜の損傷(主に 380–550 nm; 無水晶体眼なら 300–550 nm) (Ham et al. 1976; Ham 1989)。
- (c) 水晶体の近赤外線による熱的損傷(だいたい 800–3000 nm)。
- (d) 皮膚の熱損傷(やけど) (だいたい 380 nm – 1 mm)、角膜の熱損傷(やけど) (だいたい 1400 nm – 1 mm)。
- (e) 皮膚の光線過敏性損傷。これは一般的には紫外域(380 nm より短波長)ではるかに顕著であるが、もしかするとある種の投薬の一種の副作用として、波長おおよそ 700 nm にまでその影響は延びているかもしれない。(Fitzpatrick et al. 1974; Magnus 1976; Diffey 1982)。

皮膚ガンが、紫外線を含まない光源によって誘発される危険性は大きくないと考えられている (IARC 1992; UNEP/WHO/IRPA 1994)。

5.2 光化学的相互作用のメカニズムの特徴

光化学的損傷の閾値は、曝露量率と曝露時間の積である。これは相反則の原理に従っている(光生物学での、Bunsen-Roscoe 法則)。したがって、例えば青色光による網膜の損傷(光網膜炎)は、短い時間に非常に強い光を見るか、それほど強い光でなくても長時間見るかのどちら

でも起こる。相反則によって、これらの影響と、熱損傷(以下参照)とを区別することができる。網膜の光化学的損傷では、水晶体が完全な眼(有水晶体眼)ではだいたい 440 nm で作用スペクトルのピークになる。

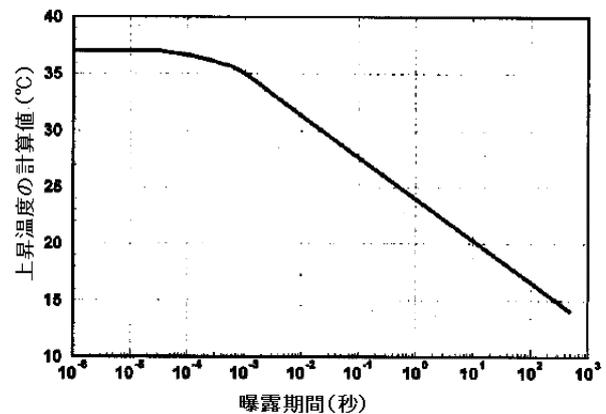


図2 網膜に 50 μm の大きさの像を落とした時、網膜がやけどをしてしまうことになる(像を落とした場所での)上昇温度の最大値を計算し、光の照射時間の関数として示した図(Priebe and Welch 1978; Allen and Polhamus 1989)。大きい像の時ほど冷えにくくなるので、その場合はもっと低い温度でもやけどを起こすことになる。しかし、ふるまいの概略は変わらない。

5.3 熱的な相互作用のメカニズムの特徴

光化学損傷と違い、熱的損傷では照射と曝露時間の相反則は成り立たない。熱的損傷は、照射された組織からの熱伝導に強く関係している。わずかの時間でも強い曝露であれば、組織が凝固する。曝露がたいしたことなくても、曝露したところから熱が周囲の組織へ伝わっていく。動物実験における角膜や網膜の急性熱的損傷の閾値は、人間の眼の閃光による事故データを基にしている。ふつう、やけどには少なくとも摂氏 45 度の温度が必要である。図2に示したように、より短い曝露時間では、やけどが起こすにはより高い温度が必要となる(Priebe and Welch 1978; Allen and Polhamus 1989)。その温度になるための照射は、周囲の組織の温度と、曝露を受けた場所の面積に依存する。接触を受けた場所が狭いと冷えやすくなるため、強い照射がないとやけどにならない。狭い面積ではこのように素早く冷却されるため、照射後に上昇温度が持続する時間にも制限が付き、曝露した組織がどのような温度変化をたどるかという重要な問題も変わってくることになる。したがって、ある照射時間に対して単一の臨界温度というものはないことになる。すなわち、眼や皮膚の曝露を定義するには、曝露面積を特定しないと行けないということである。

5.4 網膜の損傷

明るい光源を見たことによって網膜に生じる主たる損傷は光網膜炎であり、例えば太陽を見つめることによって生じる、暗点を伴った日光網膜炎がそれにあたる。日光網膜炎は、以前は「日食盲」と呼ばれており、「網膜の熱的損傷」と関係しているとされていた。近年、光網膜炎は可視光の中で波長が短い光、すなわち紫色や青色光に網膜がさらされることによって生じる光化学的な反応の結果であることが明らかになってきた (Ham et al. 1976)。そして、現在では光網膜炎は「青色光による網膜の損傷」と呼ばれている (Sloney and Wolbarsht 1980)。キセノンアークのフラッシュランプや、原子力光、あるいはレーザーのような極めて高い輝度をもつ光源だけが、網膜に熱による損傷を生じさせる (Byrnes et al. 1956)。しかし、溶接アークによって生じる光網膜炎でさえ「熱」や「赤外線」によるものであると誤って考えられていた (Naidoff and Sloney 1974; Brittain 1988; Garcia and Wiegand 1989; Fich et al. 1992)。

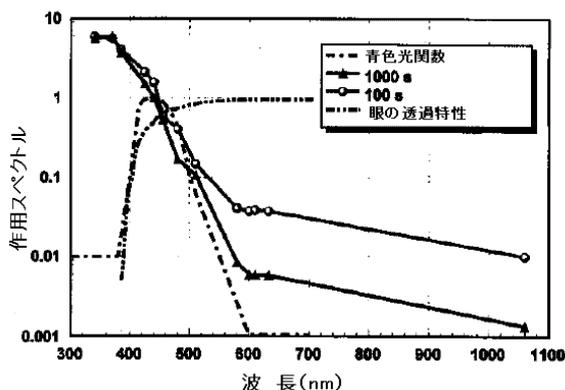


図3 水晶体なしのアカゲザルの、青色光による光網膜炎の作用スペクトル (Ham and Mueller 1989) と、眼の水晶体によるスペクトル吸収を考慮したときの $B(\lambda)$ を示す。標準的作用スペクトル $B(\lambda)$ は実曲線で示しており、熱の影響のないときの限界を表す。一番右側、630 nm と 1060 nm の2点は、熱照射の平坦部を示している。予想されるように、この平坦部は、曝露時間が100秒から1000秒になって網膜照度がほぼ定数となるときに、放射曝露にして約10倍の差を示すであろう。630 nm から1060 nm にかけての、網膜の熱的危険性のスペクトル依存性は、実際には直線ではない。それは、網膜の反射率のスペクトル変化、色素上皮細胞による吸収、水晶体による吸収などのために変化する。

実験室での研究によると、低いレベルの光に長時間さらされることによる光化学的な障害は、色素が存在する網膜上皮や脈絡膜によって380 – 520 nmの範囲の短波長の光が吸収されることと関係している (Ham et al.

1978)。しかしながら、網膜で少し(2–3度程度)温度が上昇すると、光化学的な反応過程との相互作用が起こるようである。そのため、二次的ではあるが、広範囲の波長帯をメラニンが吸収することもある程度の役割を果たしているであろう。体温の上昇は光化学的な網膜の損傷の閾値をおよそ20%低くする効果がある (Ham 1989)。しかし、この閾値に安全係数5以上を適用すれば、この効果は無視できる。可視光の中で短い波長の光は、網膜の老化を早めることが示唆されている (Marshall 1983; Young 1988)。しかし、2 – 3時間以上の長時間曝露によって光化学的な損傷を生じさせるような作用スペクトルが1つ以上存在することは明らかである (Noell 1980; Sperling 1986; Mainster 1987; Kremers and van Norren 1988; Sloney 1988)。光網膜炎の曝露限界を得るにあたって (図3)、本委員会は、Ham(1989)による急性光網膜炎の作用スペクトルは青色光による損傷を判定するのに最も適切であると決定した。強い光源を見つめる継続時間は、忌避反応が生じる時間(0.20秒以下)とほぼ同じと考えられるが (Gerathwohl and strughold 1953)、意図的に視線を固定したような特別な場合にはかなり長くなる。無意識に眼球を動かしたり(このことにより光のエネルギーがずっと広い領域に広がる)、頭を動かしたりする動作により、長時間の曝露によって生じる可能性がある障害は、効果的に減らすことができる (Fender 1964; Yarbus 1977)。時間平均した像の面積と網膜照射に対する眼球運動の効果は図4に示されている。

波長域380 – 1400 nmの範囲においては、急性網膜損傷を引き起こすメカニズムは、網膜上の像の大きさの関数として(すなわち、最小のスポットサイズのビーム内観察の場合と、広がった光源の場合の両方に対して)よく理解されている。障害を生じるメカニズム間にはっきりした境界が存在するわけではないが、波長領域と曝露時間に応じて、あるメカニズムが主要となってくる。数秒以下の短時間の曝露では、閾値におけるダメージは熱的損傷によるものである。超短波長レーザーのパルスによって組織に生じる機械的な破壊は、今考えている非レーザー光源では生じないため、このガイドラインの中では考慮の範囲外である。熱よりも光化学的な効果が上回るのは、曝露時間が10秒以上ならば、およそ600 – 700 nm以下の波長域だけである。光化学的效果が検出されない近赤外波長では、曝露時間が10秒以上になると、熱の影響が上回る。外に広がる熱流のため、網膜の損傷閾値は網膜上の像の大きさに強く依存するようになる。眼球運動によっても(約0.1秒から10秒を超えるような曝露時間では)、光化学的な網膜損傷のスポットサイズ依存性が生じる (Fender 1964; Naidoff and Sloney 1974; Yarbus 1977; Sloney 1988, 1989)。

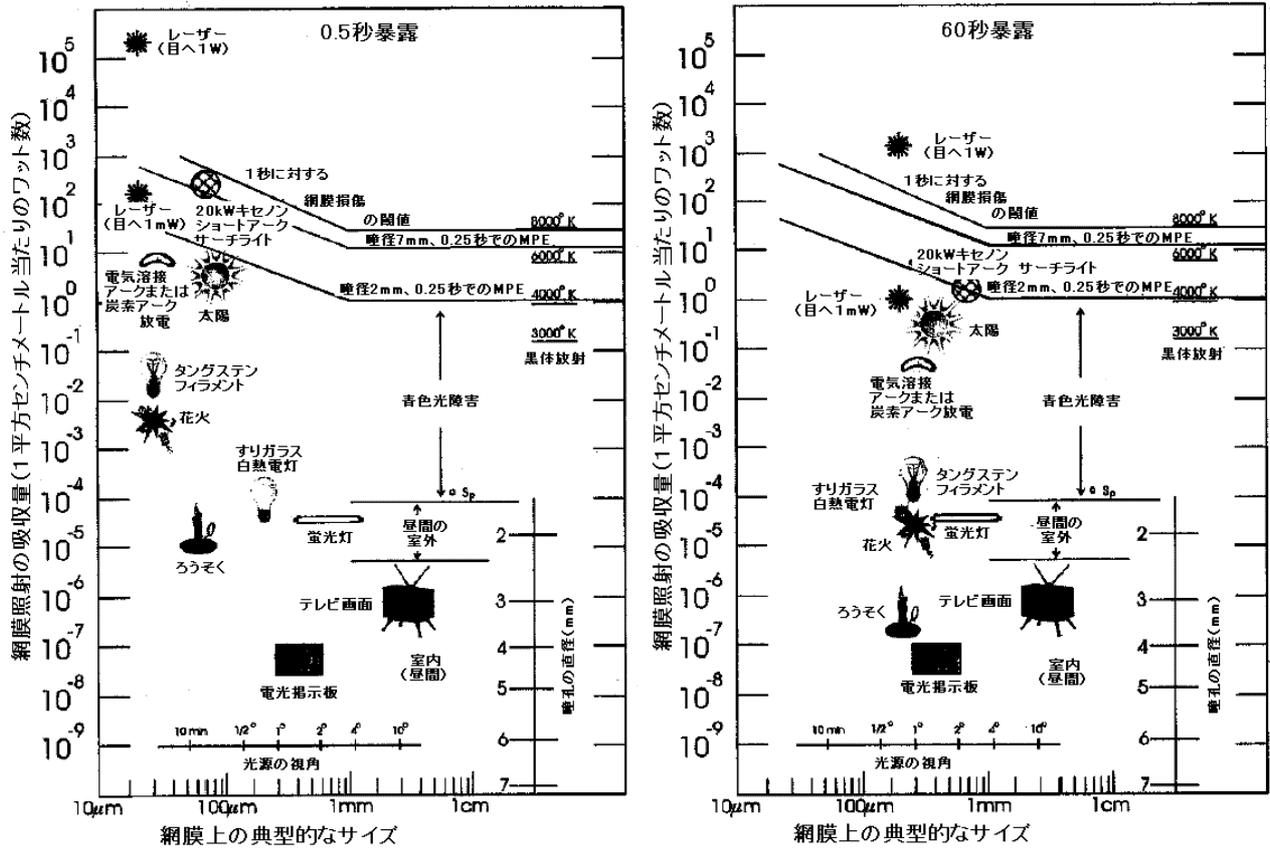


図4 いくつかの特徴的な光源による相対的な網膜照度を、左パネルは実像サイズの関数として、右パネルは眼球の動きから得られる平均照度として示した。眼球の動きは、非常に小さいイメージサイズに対しては網膜照度を小さい側に移動させる (Slinery and Wolbarsht 1980 から採用)。曝露時間 0.25 秒 (忌避反応時間) についての左のパネルでは、像によって影響を受ける網膜の面積は、実際の光学的像と通常は同じサイズである。しかし、60 秒曝露については、眼球の運動が小さい像 (だいたい 200 - 300 μm 以下) の光学的エネルギーを分散させ、その結果、右側のパネルに示すように像照度を平均化してしまう。

5.5 皮膚の損傷

可視光による皮膚の光線過敏性損傷は、血清ビリルビンや殺虫剤のフェノチアジンといった内因性、外因性光増感剤が共に存在することの結果かもしれない。可視光によってこの効果が生じる可能性は、紫外線によるよりもずっと小さいが、食物や薬物に含まれる、ある光増感性分子の摂取によってそうしたこと (可視光による皮膚損傷) が起こりうる (Fitzpatrick et al. 1974; Magnus 1976; Diffey 1982)。例えばポルフィリン症の作用スペクトルはしばしば、およそ 400 nm と 500 nm に第二にピークを持っている (Diffey 1982)。

皮膚の熱的損傷は、非レーザー源で起こることはまれであり、熱源の大きさや皮膚の初期温度 (網膜は摂氏 37 度だが、皮膚は普通摂氏 22-25 度) に強く依存している。痛み反応時間 (1 秒以下) で熱的損傷を引き起こすためには、大変強い照射が必要である。典型的な作業現場を考

えると、全身の熱ストレスによって光学放射への曝露時間は限定されがちで、結果的に皮膚の熱的損傷の閾値を超えないようになっている。したがって、非常に強い照射がパルスの、あるいは非常に短い時間当たりの皮膚への熱的損傷が引き起こされる。

6 曝露限界の導出について

放射が及ぼす有害な生物学的影響は、理論的には光学スペクトル全体に渡って生じるが、特に懸念があるのは、網膜の損傷を引き起こす可視光と近赤外線の波長域においてである。皮膚や眼の異なる部位への影響が光の波長によって異なるため、光生物学的危険性は大きく変わる。したがって、可視光と赤外線を放射する広帯域の光源への曝露は、複数の作用スペクトルを用いて評価すべきである。

6.1 レーザー放射に対する曝露限界との比較

普通の光源と、(パルス状および連続的な)レーザー光への曝露限界は、両方とも、眼障害に対する人間と動物の閾値を元にして定められている。現在知られているところによれば、レーザーを用いた使用許可のための基本的な限界に関する表現は単純化される傾向があるので、これら二種類の光源(普通の光源とレーザー光源)についての曝露限界と安全係数は必然的に異なるものとなる。ある広帯域光源に分光学的な重みを与えるために、レーザーについてのすべての許容値を、あたかもそれらがひとつの作用スペクトルを構成するかのように入れてしまうと、異なる波長帯からの多重の効果が一緒に足し合わされるために、結果的に大変過大な有害性の評価となってしまう。眼の曝露限界は異なる構造(すなわち、角膜、水晶体、網膜)を保護するために別個に導かれているために、そうした様々な生物学的影響は加算的ではないのである。

非コヒーレント(普通の光)およびコヒーレント(レーザー光)な光放射により引き起こされる生物学的影響は、同じスペクトル領域に対しては、曝露された部位、面積、曝露期間に関わらず同様であると信じられている。しかし、損傷の閾値は、大変狭いバンド幅に対しては異なる可能性がある。したがって、レーザー放射は特別な場合として取り扱われなければならない。なぜならば、その単色性と放射輝度はレーザー特有のものであるからである。多くの生物学的影響に関するデータは広帯域な光源に基づいている。したがって、そのデータはレーザーの高度な単色放射には直接には適用できない。広帯域あるいは狭帯域光源から求められた生物学的閾値をレーザー曝露に応用するには、定量的な不確定性を伴うので、しばしばレーザーに対する曝露限界を導出するには、追加の安全係数を用いることが必要となる。しかし、そうした安全係数は広帯域光源に対しては不必要なものである。

ある程度までは、非コヒーレントな光源に対する曝露限界とレーザー光に対する限界とは、同じような時間依存性を示す。レーザーの非常に狭いスペクトルバンド幅に対する曝露限界を導く際には、狭帯域放射が引き起こす可能性のある光生物学的影響を考慮しなければならない。したがって、広帯域の放射についての限界よりも、レーザーの曝露限界に対しては数段大きな安全係数が用いられる。このアプローチは、550 nm から 1000 nm の波長の変調パルス及び連続レーザーにより引き起こされる網膜の損傷についての閾値の研究(Lund et al. 1988)で正

しいとされた。しかし、広帯域光源の場合に、光源からの放射スペクトルに適切な作用スペクトルを掛け合わせて曝露限界を評価するならば、狭帯域の分光感度はいかなるものであれ重要ではなくなるだろう。例えば、キセノンアーク灯やメタルハライド灯に含まれる個々の輝線は、全体の放射エネルギーのごく一部に寄与するだけである。一方、可視及び赤外にほとんど輝線を持たない低圧ガス放電管は比較的 low 光度であり、したがって現実的な問題を引き起こさない。

レーザーに対する曝露の他の特別な側面としては、レーザービーム中に眼を入れて覗くと、それが、網膜上にごく小さい像を結び、角膜と水晶体のそれをはるかに越える照度を網膜にもたらすことである。しかしながら、多くの場合、非コヒーレントな光源に曝露した場合は、角膜または水晶体は、網膜と同程度かそれ以上の照度にさらされることになる(マクスウェル視光学系^{*18}におけるように)。このため、角膜または水晶体の危険性は網膜の危険性とは独立に評価されるということが重要である。

広帯域光源に対する曝露限界を制定するにあたっては、作用スペクトルを特定して光源の放射スペクトルに掛け合わせて、「生物学的実効輝度または照度」を導いた。これによって、危険性を最も正確に評価することが可能となっている。すなわち、曝露限界を曝露時間とその関連のパラメータで特定することができ、結果として、すべての光源を同じリスク基準で評価できるようになる。しかしながら、歴史的な理由により、レーザーの曝露限界の導出については、作用スペクトルのいくつかの知識および、曝露限界の安全側の「簡単に適用できる」表を描くことに基づいてきており、すべては損傷の閾値より下に設定されている。与えられたどんな単一の波長、曝露の幾何学および曝露の期間についても、生物学的な閾値のデータは一つの主要な損傷メカニズムを予言するため、このようなこと(レーザー曝露限界に関する「簡単表」の作成といったこと)が可能であった。非常に多様なスペクトルを持った広帯域光源については、これは一般的には当てはまらない。すなわち、与えられたある曝露期間においては、一つのダメージを与えるメカニズム(例えば、熱的なもの)がある光源では優勢であるかもしれないし、一方別のメカニズム(例えば、光化学的なもの)が異なる構成の光源に対しては優勢であるかも知れない。加えて、一つ以上の効果が重なることもある(例えば、光網膜炎、プラス、水晶体への熱的ダメージといった場合のように)。あたかも全スペクトルにわたって単一の作用スペクトルが存在するかのようになり、すべてのレーザーの曝露限界を適用しようとするれば、そのような試みはどん

*18 訳注：マクスウェル視光学系については、次の URL に詳しい解説がある。

なものであれ、結果として不必要に安全サイドに立った評価をもたらすだろう。なぜなら紫外から赤外に渡るすべての危険性が一緒に混ぜ合わされてしまうからである。したがって、このような、単一作用スペクトルに基づく曝露限界を越えるような計算をしても、それは、防護が必要な特定の光生物学的危険性にいかなる指標も与えないであろう。光化学的損傷は「相反則ルール」に従うので、曝露限界は放射輝度として簡単に表現される。すなわち曝露の期間は特定される必要はない。しかしながら、熱は照射されている場所から流れ去るので、熱的メカニズムは曝露の期間と曝露面積にも依存する。

6.2 網膜上の実像サイズと光源のサイズ

強い光源を見る際に典型的な小さな網膜上の実像について、像の大きさ d_r は、光源の大きさ D_L に、次式によって直接結び付けられる。

$$d_r = D_L \frac{f}{r} \quad (1)$$

ここで、 f は空気中での眼の有効焦点距離 (すなわち 17 mm)、 r は光源からの距離である (図 5)(Sloney and Wolbarsht 1980)。注意: 平均的な光源の大きさは円形光源の直径であるが、四角形光源では、最も短い辺と最も長い辺の算術平均である。

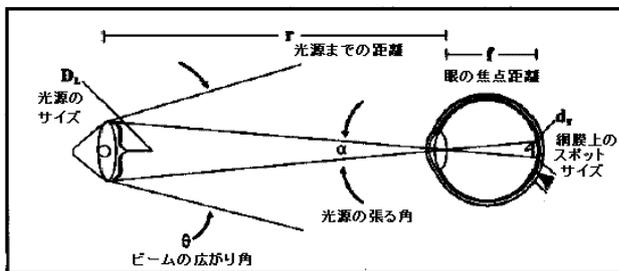


図 5 眼球曝露における幾何学的配置。光源の張る角度は、実際の光源 (固定されたものではない) によって張られる角度 α である。光源のビームの広がり角 θ は、通常、光源の張る角 α と同じではないであろう。

人間の眼の光学的パラメータと光源の放射パラメータの知識から、以下の式 (2) に示すように、網膜における照度を計算することが可能である。生理学的光学系においては、点光源と広がった光源は区別する必要がある。一つの光源を距離がどんどん離れる所から見た場合には、光源は点光源のように振舞い、像の大きさが約 25 - 50 μm より小さい場合は、式 (1) は不適切になる (Sloney and Wolbarsht 1980)。広がった光源と小さな (あるいは「点」) 光源に対する曝露限界は、異なる単位で表現される。輝度 ($\text{W m}^{-2} \text{sr}^{-1}$) と積分された輝度 ($\text{J m}^{-2} \text{sr}^{-1}$) は網膜を保護するために導出される曝露限界に対して用

いられる。照度 (W m^{-2}) と放射強度曝露 (J m^{-2}) は一般的に、皮膚・角膜・水晶体を保護するために導出される曝露限界に用いられ、そして最小の像サイズが当てはまる網膜についての限界を表すためにも用いられる。もし、視野 (α_{meas}) を持つ円形の測定が定義され、測定される輝度が視野全体で平均化されるならば、網膜障害に対するすべての限界値は輝度として表しうる。この測定された輝度は、 α_{meas} に対応する立体角 S (つまり $[(\pi/4)\alpha_{\text{meas}}^2]$) を掛けることによって、等価照度にすることができる。その測定条件については、以下で議論する。

6.3 網膜への曝露量の計算

網膜照射 (曝露率) は光源の輝度 (明るさ) と直接関係している。しかし、角膜への照度と直接結びつくものではない (Sloney and Wolbarsht 1980)。式 (2) は E_r を網膜照度 (W cm^{-2})、 L_s を光源の輝度 ($\text{W cm}^{-2} \text{sr}^{-1}$)、 f を眼の有効焦点距離 (cm)、 d_e を瞳径 (cm)、 τ を眼球媒質の透過率とした場合の一般的な関係を示す。

$$E_r = \pi L_s \cdot \tau \cdot \frac{d_e^2}{4f^2} \quad (2)$$

この式は式 (1) から導かれるように、眼の節点 (眼球の水晶体後極部付近) における光源と網膜像の角度の大きさが等しいことから導かれる。この式の詳細な導出は別に掲載されている (Sloney and Wolbarsht 1980)。可視スペクトルでは若い人 (とほとんどの動物) の眼球媒質の透過率 τ は 0.9 (すなわち 90%) 程度ある (Geeraets and Berry 1968)。人間の大人の眼の有効焦点距離 (Gulstrand の模型眼, $f = 17 \text{ mm}$) を使うと、以下のようになる。

$$E_r = 2700 \cdot L_s \cdot \tau \cdot d_e^2 \quad (3)$$

式 (3) は虹彩には色素があり、瞳が真の開口としてはたらくと仮定した。しかし、先天性色素欠乏症の人は虹彩はそれほど有効ではなく、散乱光の一部は網膜まで達する。それでもなお、光源からの光は結像し、(網膜全体に落ちる) 散乱光からの寄与を加えたとしても、式 (2) は有効である。最近、Barker and Brainard (1977) は、幼い子どもにとっては、380 nm 以下の波長では角膜に入る入射エネルギーの 1% 以上が網膜に達しうることを示している。

網膜の熱的損傷についてであるが、小さな像ほど拡散する熱流量はるかに効率的なので、その閾値は網膜上の像サイズによって変化する。数学的モデルおよび実験的に決められた網膜の熱損傷に対する閾値から、おおよそ 20 - 25 μm からおおよそ 2000 μm の間では、照度閾値は多かれ少なかれ像直径 d_r に反比例する (Allen and Polhamus 1979; Sloney and Wolbarsht 1980; Courant et al. 1989)。像直径が 2 mm より大きな場合、ほとんど

もしくは全くスポットサイズによる変化はなく、一定の輝度を適用できる。したがって、網膜の熱的損傷に対しては、非常に大きな光源を評価する際には、測定許容角 α_{\max} を 0.1 ラジアンという値にすることができる。

6.4 眼球の運動と熱流の効果

熱損傷を引き起こす照射エネルギーの網膜組織での分布は、網膜照射そのものばかりではなく、像を冷やし熱損傷を抑える拡散熱流量と、連続的な眼球運動に非常に強く依存する。これらの要素が、曝露ガイドラインを導出する際に、最も重要なことである。したがって、網膜損傷メカニズムを考察するにあたっては、正確な幾何学定義によって「最小網膜像」とより大きな像を区別することはできない。もしくは単一の「最小光源サイズ」を幾何学的に指定することはできない。広がった光源に対する曝露限界は、眼の位置で、いわゆる“アルファ最小値” (α_{\min}) よりも大きな視野角に広がった光源に対して適用される。ここで、 α_{\min} は、曝露時間によって異なる値を取る。この角度は無意識の眼球運動が支配するなら、非常に短い時間のパルスに対しては 1.7 mrad、10 – 100 s の曝露に対しては 11 mrad 以上である。自発的な眼球運動が支配的な、1000 s とかそれ以上の非常に長い曝露の場合、この角度は 100 mrad 以上になる。これらの平均的広がり網膜上での像サイズでは 30 μm 、200 μm 、1.7 mm に相当する。熱的損傷のリスクを評価するのに使われる角度 α は、眼の位置で光源を見込む角度で、それは光源の直径と眺める距離の商に等しい。丸くない光源の場合は α は光源の長径と短径の算術平均を眺める距離で割ったものである。光源の見込み角 (すなわち、見かけの広がり角) をサーチライトのような平行光源の光束 (θ) と混同してはならない。ただし、ある条件下では (よく平行にされたビームに対しては) それは同等となる (図 5 を見よ)。

6.5 眼の前部構造への曝露

潜在的な網膜への熱的危険性の計算には通常、IRA (780 – 1400 nm) と IRB (1.4 – 3.0 μm) の寄与を考慮に入れる。青色光と比較して、IRA は網膜損傷を引き起こす効果は非常に低い (Ham et al. 1976, 1982)。赤外線での前眼部の慢性的な曝露による曝露限界の元になるデータは、非常に限られている。Sloney and Freasier (1973) は、太陽光の赤外線放射による平均的な角膜曝露は 1 mW cm^{-2} であることを述べている。伝えられるところによれば、熱い環境中で 80 – 400 mW cm^{-2} オーダーの赤外線照射の曝露を 10 – 15 年にわたって日常的に受けているガラスや鉄鋼関連の労働者は、水晶体混濁を発症させている (Sloney and Wolbarsht 1980; Lydahl 1984)。角

膜や水晶体への曝露被曝の計算は、光源の相対的な位置と、まぶたの閉まり角度の両方に大きく影響を受ける。

すでに述べたように、紫外線や短波長光に対する曝露では、光化学作用スペクトルが急激に変化するという特徴があり、したがってスペクトルのデータは特に重要となる。しかし、赤外線の効果はほとんどが熱的であると考えられるため、角膜や水晶体への慢性的な赤外線曝露は分光感受性の急激な変化を含むとは信じられていない (Barthelmess and Vorneff 1959; Sloney 1986)。角膜、房水、そして水晶体で吸収された放射エネルギーは伝導で運ばれ、光の透過深度によらず水晶体にいくらかの熱を引き起こす。透過深度は IRA と IRB で大きく異なっているが、この違い —1.2 と 3 μm — は、一旦熱平衡に達した後は、連続光源による曝露がもたらす最終的な温度上昇には大きな影響を及ぼさないと考えられる。水晶体の最終的な温度はまた、周囲の温度にも依存する (Sloney 1986)。周囲の温度が 37 $^{\circ}\text{C}$ 以下の場合、1 度下がるごとに、少なくとも 0.6 mW cm^{-2} の曝露量が水晶体の温度を維持するために必要だと考えられる (Stolwijk and Hardy 1977)。

6.6 赤外線曝露

Pitts and Cullen (1981) によると、IRA による水晶体変化に対する曝露閾値は、50 MJ m^{-2} (5 kJ cm^{-2}) である。ダメージを与える照度の閾値は少なくとも 40 kW m^{-2} (4 W cm^{-2}) である。Wolbarsht (1978, 1992) によれば、1064 nm で使用する Nd:YAG レーザーではほぼ同じレベルであり、Scott (1988a, 1988b) によると計算された温度上昇は数度である。Vos and van Norren (1994) は 1 kW m^{-2} の照度は眼球前部の温度を 1 $^{\circ}\text{C}$ 以上は上昇させず、このレベルは容認できる (平行なレーザービームのように) だろうと主張している。しかし、コヒーレントでない光源から頭全体もしくは体の大部分へ、長期間にわたってそのような照射をされることは容認できないと思われる。よって、本委員会は、非常に暖かい環境 (> 35 $^{\circ}\text{C}$) では眼への照射は、長期間の曝露に対して 100 W m^{-2} を越えるべきではないと勧告する。しかしながら、短い時間であればより強い照射でも安全に受けることができるであろう。寒い環境では、水晶体の温度が 37 $^{\circ}\text{C}$ 以下に保たれるなら、強い照射でも容認できる。冬季の屋外環境では、放射暖房には 300 W m^{-2} のオーダーの照射量が通常使用される。

結果的に忌避反応を失わせるような、フィルターで可視光線を除いた特別な赤外線源を見る場合は、網膜を熱的損傷から保護する第二の基準が必要である。この基準は、赤外線スペクトルバンドでは光化学的效果がないことを示した Ham et al. (1973) の研究にほとんど基づいている。

6.7 相乗的な効果

水晶体と網膜への熱的效果と生化学的效果との相乗効果は、いくつかの実験で研究されてきた。熱による光化学反応の強調は、実験的に明らかにされている (Pitts and Cullen 1981; Ham 1989) が、その効果はたかだか 2 倍である。ここでの曝露限界を導出する際には、より多くの安全許容量を導入することによって、このことを考慮に入れている。

6.8 皮膚への曝露

実際に皮膚に熱的損傷を起こす危険があるのは、非常に強い照射がパルス状の光源から送り出されるような環境下にいる場合のみである。そうでない場合には、高温への自然な反射反応によって、そのような危険が生じることはない。したがって本委員会では、少なくとも直径 10 mm 以上の領域にわたって平均化した照度を元に、10 s 以下の継続時間を持つ曝露に対してのみ、ガイダンスを与える。より長い露出に対しては、熱ストレスガイドラインを参照されたい。熱ストレス制御のガイドラインのほとんどは、体深部の温度を 38 °C までに抑えるように制定されており、その使用にあたっては、気流、周囲の温度、そして湿度などを考慮しなければならない (ACGIH 1995)。

6.9 以前のガイドライン

いくつかの国内あるいは国際グループは、光放射、特に紫外線での職業上の、あるいは一般的な曝露量の限界を勧告してきている。わずかに 2 つのグループのみ — オランダ健康委員会 (1993) とアメリカ政府産業衛生専門家会議 (ACGIH 1995) — が可視放射に対する曝露限界を勧告している。本委員会はこれらの限界値を考慮に入れているが、その表現や重み関数のいくつかの値には若干の変更を加えている。これらの変更は、網膜に達する近紫外線放射の一部によって増えた危険性 (Zuclich and Conolly 1976; Yanuzzi et al. 1987; Barker and Brainard 1997) を説明するために行った。たとえば青色光障害関数、 $B(\lambda)$ 、はこのスペクトル域まで拡張した。無水晶体患者 (今やまれであるが) の敏感になった網膜感度の作用スペクトル、 $A(\lambda)$ 、にも取り組み、附録で扱っている。実際の見える条件や曝露条件の決定に関しては以前に混同があったため、本委員会は眼球の運動、まぶたの開き、そして視覚機能の知識を考慮に入れた測定視野を明確にした。

7 曝露限界

注意: 本委員会では、一般的に SI の使用で意見が一致し、[cm] の使用を避けることで意見が一致しているが、このガイドラインは SI とともに旧来の単位系も使われている。WHO の基準文書 (WHO Criteria Document) や、多くの生物学的データなど、これまでのガイドラインのほとんどが、古い単位系で基準を示している。単位系どうしの変換や比較における間違いの発生を避けるため、ここでは 2 つの単位系を併用している。

皮膚や眼への可視光や赤外線放射の入射に対する曝露に関して、皮膚や眼への照度や曝露時間が知られているか制御されているケースで、一般的な曝露と職業上の曝露の両方の限界値を以下に示す。曝露限界の正しい適用には、分光放射輝度 (L_λ)、分光放射照度 (E_λ)、そして眼球位置で測定した光源 (照射源) の大きさについての知識が必要である。白色光源については、このような詳細なスペクトルデータは、一般的に輝度 (luminance) が 10^4 [cd m^{-2}] (すなわち 1 [cd cm^{-2}]) を超えるような場合のみ、必要とされる。この簡便法は、曝露限界を超えないようなもっとも単純な光源を除外するために用いられている。またそれは、フィルターを通さない白熱光、蛍光、そしてアーク放電による放射光等の光源に対しても適用できるだろう。これらの光源は、輝度が 10^4 [cd m^{-2}] を超えなかったとすれば、網膜障害を起こす露光限界を超えないだろう。曝露限界は、0.25 s を超えて継続して見つめる場合に設定される。もちろん普通は、明るい光に対する忌避反応によって、それ以上明るい光源を見つめ続けることは回避されるであろう。よって、可視光線がある一定量以上のレベルで放射されるとき、連続して光を放つ光源に対しては、忌避反応の時間である 0.25 s、あるいは普通にもものを見るとき条件では、最大 10 秒間に対して曝露限界の評価がされるべきである。網膜への被爆についてのガイドラインを導出するにあたっては、瞳の直径に関して二つのケースを仮定した。すなわち、暗順応時の瞳径である 7mm、明順応時の約 3mm である。網膜への熱障害からの保護のためには、2 種類の限界が適用されている。1 つは可視光の範囲で広いスペクトルをもっている光源に対する一般的なケースで、もう 1 つは、強い可視光成分をもたない赤外線光源のケースである。後者については、7 mm 瞳を基礎的な仮定としており、前者については、約 0.5 秒までは 7 mm 瞳、それからは約 3 mm へ瞳が収縮するという基礎的な仮定を置いている。一般的な曝露限界の定式化が 0.5 s を境に変わるわけではないので、これは、光化学的障害が熱作用で悪化する可能性がある 0.5 s から 10 s までの間について、安全マージンを付加することになる。もし、意図的な凝

視の継続や、視覚の減退・外科手術時の麻酔などの原因によって忌避反応が失われるようなことにより、曝露がより長くなる心配があるならば、より長い継続時間についての曝露限界が適用可能である。

網膜への熱障害と、青色光による光化学作用の危険性の両方について評価するにあたっては、100 – 200 mm といった近距離にまで光源に眼を寄せて見るというような状況を、通常、最悪の曝露ケースとして想定してもよいだろう。光ファイバーのような小さな光源については、人間の眼が焦点を合わせることができる最小距離は、だいたい 100 – 200 mm である。100 mm という距離は、人間の眼が近点調節できる距離として非常に小さい値であり、現実的には幼い子どもや極端な近視の人だけについて考慮すればよい。さらに短い距離では、光源の像は焦点を結ばず、ぼけてしまう。ほとんどの場合、このような近距離で見るといのは非現実的である。例えば、アーク溶接に適した距離は 0.5 m 程度であり、また、大部分の灯りについては、1 m 以上の距離になる。ものを見る距離は、また、光源の輝度と周囲の照度の兼ね合いに基づいているだろう。

曝露限界は次のとおりである。

7.1 網膜の熱による危険性 (380 – 1,400 nm)

熱的傷害から人間の網膜を保護するには、スペクトル重み関数 $R(\lambda)$ を用いることが必要である。危険な輝度についての曝露限界 L_{HAZ} は、光源の見かけの大きさ α [rad] (平均的な光源の大きさ D_L を距離 r で割った値)、そして曝露時間 t (単位 [s]、 $10 \mu\text{s} < t < 10 \text{s}$) の関数として以下のように表される。

$$L_{HAZ} = \frac{50}{\alpha \cdot t^{0.25}} \quad (\text{in kW m}^{-2} \text{ sr}^{-1}) \quad (4)$$

または、

$$L_{HAZ} = \frac{5}{\alpha \cdot t^{0.25}} \quad (\text{in W cm}^{-2} \text{ sr}^{-1})$$

注意: 平均的な光源の大きさは円形光源の直径となる。しかし、細長い光源に対しては短径と長径の算術平均とする。見かけの大きさ α は、最大値を 0.1 rad とする。すなわち、見かけがどんなに大きな光源でも、式 (4) においては α は 0.1 rad とおく。網膜への熱的な限界を適用する際には、見かけの大きさの最小値は、1.7 mrad である。放射輝度のすべての測定は、1.7 mrad にわたって平均すれば十分であろう。したがって、最小の光源については、 $\alpha_{\min} = 1.7 \text{ mrad}$ とする。

光源の分光放射輝度 L_λ は、網膜の熱障害関数 $R(\lambda)$ で重みづけられる。その結果として与えられる実効輝度は、

L_{HAZ} を超えてはならない。すなわち、

$$\sum_{380}^{1,400} L_\lambda \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda < L_{HAZ} \quad (5)$$

$t < 10 \mu\text{s}$ の範囲では、時間積分された輝度は、 $10 \mu\text{s}$ に対する L_{HAZ} を超えてはならない。パルス光源に対しての網膜の熱的危険性限界は、暗順応時の瞳である 7 mm の場合の評価から導かれるので、これらの曝露限界は、昼間の条件では修正するのがよいであろう。0.5s を超える曝露時間については、修正をほどこしてはいけぬ。

$t > 10 \text{s}$ の場合には、スペクトル的に重みづけられた輝度 L_{HAZ} は、10 s に対する曝露限界を超えてはならない。

7.2 青色光の光化学的網膜障害 (300 – 700 nm)

網膜炎に対する網膜の保護のための曝露限界は、 $t < 10,000 \text{s}$ (約 2.8 h) に対して、青色光の積分された実効輝度 $L_B t$ にして $1.0 \text{ MJ m}^{-2} \text{ sr}^{-1}$ である。すなわち、 $B(\lambda)$ を青色光障害関数として以下のように書ける。

$$\begin{aligned} L_B \cdot t &= \sum_{300}^{700} L_\lambda \cdot B(\lambda) \cdot t + \Delta\lambda \\ &\leq 1.0 \text{ MJ m}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\text{effective}) \quad (6) \end{aligned}$$

または、

$$\begin{aligned} L_B \cdot t &= \sum_{300}^{700} L_\lambda \cdot B(\lambda) \cdot t \cdot \Delta\lambda \\ &\leq 100 \text{ J cm}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\text{effective}) \end{aligned}$$

そして、 $t > 10,000 \text{s}$ (約 2.8 h) については、

$$L_B \leq 100 \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\text{effective}) \quad (7)$$

または、

$$L_B \leq 10 \text{ W cm}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\text{effective})$$

となる。

直視時間の最大値 (最大“凝視時間”) t_{\max} は、式 (6) より導かれ、

$$t_{\max} = (1.0 \text{ MJ m}^{-2} \text{ sr}^{-1}) / L_B \quad (8)$$

または、

$$t_{\max} = (100 \text{ J cm}^{-2} \text{ sr}^{-1}) / L_B$$

となる。

見かけの大きさが α_{\min} —それはこの限界に対しては 11 mrad (0.011 rad) であるが— を下まわるような非常に小さな光源を凝視する場合には、青色光障害輝度は、実効照度 E_B で置き換えることができる。そして、その潜在的危険性は、分光放射照度 E_λ を、青色光障害関数

$B(\lambda)$ で数学的に重み付けをして下記の E_B を得ることによって評価できる。すなわち、

$$E_B \cdot t = \sum_{300}^{700} E_\lambda \cdot B(\lambda) \cdot t \cdot \Delta\lambda \leq 100 \text{ J m}^{-2} \quad (9)$$

または、

$$E_B \cdot t = \sum_{300}^{700} E_\lambda \cdot B(\lambda) \cdot t \cdot \Delta\lambda \leq 10 \text{ mJ cm}^{-2}$$

そして、 $t > 10,000 \text{ s}$ については、

$$E_B \leq 10 \text{ mW m}^{-2} \quad (10)$$

または、

$$E_B \leq 1 \mu\text{W cm}^{-2}$$

(9) 式が満たされない場合、直視継続時間の最大値あるいは最大“凝視時間” t_{\max} は (9) 式を変形して得られる。すなわち、

$$t_{\max} = (100 \text{ J m}^{-2})/E_B \quad (11)$$

または、

$$t_{\max} = (10 \text{ mJ cm}^{-2})/E_B$$

注意: 100 s 以上の曝露時間に対して非常に小さな光源を評価する上記の基準は、通常、眼科の器具や外科手術の間固定された眼に対してのみ用いられるものである。他の光源については、視野 α_{\min} についての輝度の測定値を用いれば、もっとも適切に解析ができる。ここで、 α_{\min} は、 $t > 100 \text{ s}$ から 10,000 s で $\alpha = 0.2 \text{ rad}$ となるまで、時間に対して線形に増加する。現実的には、通常の眼を使う作業に含まれる眼の動きのために、最小の大きさを持つ明るい光源を意識的に見るときの t の最大値は 100 s である。

7.3 無水晶体症および乳幼児の眼に対する網膜への光化学的障害 (300 – 700 nm)

網膜障害の 3 番目のタイプ、すなわち無水晶体症の網膜への光化学的障害という事例に出会うことは稀である。この種の障害についてのガイドラインは、付録に示した。

2 才未満の乳幼児の眼の水晶体は、大人の水晶体よりも紫外線を多く透過させるので、成長途上の網膜に対しては、より手厚い保護が必要である。すなわち、 $A(\lambda)$ 重み関数が、乳幼児がさらされる光源についての用心深い危険評価として使われるべきである。

7.4 赤外放射による眼への障害 (780 – 3,000nm)

7.4.1 角膜と水晶体

角膜への熱障害や眼の水晶体に起こりうる後発的な効果 (白内障形成) を避けるため、赤外放射 ($780 \text{ nm} < \lambda < 3 \mu\text{m}$) は、非常に長い ($> 1,000 \text{ s}$) 曝露の場合で 100 W m^{-2} (10 mW cm^{-2}) までに制限されるべきである。また、それより短い曝露時間の場合でも、 $18t^{-3/4} \text{ kW m}^{-2}$ ($1.8t^{-3/4} \text{ W cm}^{-2}$) までとすべきである。すなわち、

$$E_{\text{IR}} \leq 18t^{-3/4} \text{ kW m}^{-2} \quad (t < 1,000\text{s}) \quad (12a)$$

または、

$$E_{\text{IR}} \leq 1.8t^{-3/4} \text{ W cm}^{-2} \quad (t < 1,000\text{s})$$

$$E_{\text{IR}} \leq 100 \text{ W m}^{-2} \quad (t > 1,000\text{s}) \quad (12b)$$

または、

$$E_{\text{IR}} \leq 10 \text{ mW cm}^{-2} \quad (t > 1,000\text{s})$$

7.4.2 例外

寒冷な環境の中では、赤外光源が、暖をとるための放射暖房のために使われるというような特別な事情があることから、これらの限界は、セ氏 0 度で 40 mW cm^{-2} まで、セ氏 10 度で約 30 mW cm^{-2} まで増やしても良い。レンズの温度は、セ氏 37 を超えないであろう。こうした限界値の緩和は、頭部に対する環境熱の交換率 (Stolwijk and Hardy 1977) に基づいており、水晶体の最終的な温度は周囲の温度から計算されている。

7.4.3 網膜

可視光での強い放射がない赤外熱ランプや近赤外光源については、近赤外線あるいは IRA (780 – 1,400 nm) の照度は次のように制限されるべきである。すなわち、

$$\sum_{780}^{1,400} L_\lambda \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 6,000/\alpha \text{ W m}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (t > 10\text{s}) \quad (13)$$

または、

$$\sum_{780}^{1,400} L_\lambda \cdot R(\lambda) \cdot \Delta\lambda \leq 0.6/\alpha \text{ W cm}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (t > 10\text{s})$$

輝度は、 $\alpha_{\min} = 11 \text{ mrad}$ 以下の角度では平均化しない。非常に大きな光源に対して、 α は 100 mrad に制限される。

10 s 以下の時間に対しては、(5) 式が適用される。

7.4.4 可視光および赤外線への皮膚への熱障害

熱障害から皮膚を保護するためには、10 s 未満の放射曝露は、次の値以下に制限すべきである：

$$H = 20,000 t^{1/4} \text{ J m}^{-2} \quad (14)$$

または、

$$H = 2 t^{1/4} \text{ J cm}^{-2}$$

より長い曝露時間については、限界値がない。はじめの皮膚温度と周囲の温度に応じて、通常の忌避行動が曝露時間の限界を決めることになる。より長い曝露時間は、熱によるストレスに強く影響されるので、適切なガイドライン (ACGIH 1995) を参照されたい。

8 必要な放射測定

8.1 測定手順の概要

詳細な測定手順や計算方法は本稿の範囲外である。広帯域および分光放射の両方の測定には誤差を生じる潜在的な原因が多く存在していて、放射測定の経験や測定の幾何学に関する重要性の認識なしには、光障害の評価を見積もるべきでない、というようなことを言うておけば十分だろう (Bauer 1965; Sliney and Wolbarsht 1980; UNEP/WHO/IRPA 1982; CIE 1987, 1993; McCluney 1984)。眼に対する潜在的な光障害の評価は、理想的には、曝露時間と光源の性質に関する合理的な判断に到達するために、理想的には眼の最も近い曝露位置における 200 nm から 3000 nm (3 μm) の間の分光照度の決定を必要とするだろう (Sutter et al. 1972; Mayer and Salsi 1979; Sliney and Wolbarsht 1980; McKinlay et al. 1989)。網膜に対する潜在的な障害を分析するにあたっては、波長が 300 nm から 780 nm の間における計算上のあるいは測定上のスペクトル放射輝度がとりわけ重要である。より長い波長の分光放射照度を測定してもよいが、全体的なスペクトルがわかっている場合には長波長領域での全照度の測定で十分だろう。関数 $R(\lambda)$ は 1400 nm まで延びているが、その領域での重みはとても低いので 1200 nm より長波長領域での正確なスペクトル強度は必要ない。もしこの長波長領域でスペクトル放射測定器の感度がなければ、外挿する方が適切であろう。

この分光放射輝度を決定するには、放射輝度を測定するように設計された望遠鏡の光学系を用いるか、固定された距離 (たとえば、0.5 m) で分光放射照度を測定し、光源を見込む立体角 Ω なり、2 分角の特性放射平均化角に

相当する立体角 Ω なりで割ればよい^{*19}。

$$L_\lambda = E_\lambda / \Omega \quad (15)$$

分光放射輝度は距離には関係しない^{*20}。

8.2 広帯域光学安全測定器

広帯域光学安全測定器はスペクトル重み関数 $B(\lambda)$ をシミュレートする分光応答関数を用いて作られてきた。これらの装置は、スペクトル的に重みをつけた実効照度や実効輝度に対する近似的な値を与えることができる。片対数方眼紙上で直線的になる関数ではなく、滑らかに変化するスペクトル重み関数を導く際に考慮すべきことの一つは、そのような測定器の設計を可能にすることであった。そのような装置は、労働衛生調査の目的や、アーク光源のような不安定でちらつく光源の測定にとっては、とりわけ有用である。

8.3 スペクトル放射測定器

制御された実験室セッティング下でなされ、とくに光源が安定であることが、光源のスペクトル放射測定器による測定においてはつねに望ましい。広帯域測定器は、参照光源のスペクトル放射測定で較正される。しかしながら、スペクトル放射測定器による測定が屋外で行われる場合にはつねに、広帯域測定器を用いた、確認のためのクイックチェック測定には、ある程度の誤差があり得る。この理由から、測定されたスペクトル放射測定の値を、照度や点輝度の測定に対して確認することが有用であろう。

これはまた、分光放射照度測定から、以下の式によって、照度 E_V や輝度 L_V を計算することによっても可能である。

$$E_V = 683 \sum_{380}^{780} V(\lambda) E_\lambda \cdot \Delta\lambda \quad (16)$$

ここで $V(\lambda)$ は CIE 明所視標準比視感度である (CIE 1987)。

輝度 L_V は照度 E_V を光源を見込む立体角 Ω で割って得られる：

$$L_V = E_V / \Omega \quad (17)$$

ここで、輝度の単位は $[\text{cd m}^{-2}]$ であり、照度の単位は $[\text{lm m}^{-2}] (= [\text{lx}])$ である。

*19 訳注：天文学の記号では、 $I_\lambda = F_\lambda / \Omega$ となる。

*20 訳注：天文学では、輝度不変の原理と呼ばれるもので、輝度 / 放射強度 I_λ が光線に沿って保存されることを意味する。一方、放射流束 (ここでの分光放射照度) は距離の 2 乗に反比例して減少する。

8.4 測定のための限界開口と視野

高輝度ランプや溶接アークその他の光源からのスペクトル放射曝露あるいは放射照度の測定は、一般的には 50 mm かそれ以下の絞りをもったスペクトル放射測定装置によって得ることができる。部分的に強い照度の領域があるような場合には、より小さな絞りをを用いてもいいが、いずれにせよ 7 mm 径よりも小さな絞りは必要ない。この絞り口径は、(仮定する瞳孔径のような) 曝露限界の導出に対する理論的根拠とは無関係であるが、照射条件の既知の変動と大部分のスペクトル放射測定器の感度が小さな絞りによって厳しく制限されるだろうという事実には関係している。

注記：レーザー光源はビーム径がしばしば 10 mm を切るので、レーザー光源を評価するためには、より小さな絞りが必要である。受光部は皮膚の曝露限界との比較のために余弦的な応答をもつべきである。スペクトル範囲 380 nm から 1400 nm における網膜障害曝露限界と比較するために、検出器に到達する α_{\min} の視野内の放射パワーもしくはエネルギーのみを測定すべきである。

このような測定は、装置の上に視野を α_{\min} に制限するフード(笠)を装着するか、光源のできるだけ近くに検出器から見込む角度が α_{\min} になるような口径をもった不透明なバツフルを置くことで実現できる。たとえば、ランプ光源を 11 mm 径の円形開口で覆うと、1 m の距離から見込む角度は 11 ミリラジアンになるだろう。この測定配置は 10 秒から 100 秒の間隔/曝露に対する α_{\min} に適用できるだろう。曝露が 1000 秒かもっと長い場合に対しては、目覚めて活動している眼 (awake, task-oriented eye) にとって、 α_{\min} は最低でも 200 ミリラジアンぐらいであるべきだ。

8.5 遠赤外放射

現在知られているすべてのアーク光源および白熱電球に対して、IRC 領域 (3 μm から 1000 μm) からの寄与は通常は実用上問題ない。フィルターのない(たとえば、ガラスの入射窓のない)熱検出器は遠赤外の放射エネルギーを検出できるが、それは全波長で積分したスペクトルエネルギー総量のほんの一部でしかない。遠赤外源に関して心配があるならば、皮膚や角膜への障害を見積もるためには、フィルターを外した熱検出器による測定をなすべきで、また照度は十分長い曝露に対して 10 mm から 50 mm の開口で平均した方がいい。

9 特別な考察

光増感医療 (photosensitizing medicines) で治療を受けている人は、可視光や紫外線に対する余計な曝露について、事前に注意を払っておくべきである (UV ガイドラインについては、Duchene et al. 1991)。紫外線での曝露よりは問題は少ないといえ、可視域の曝露による皮膚の傷害は、血液・リンパ液のビリルビンやフェノチアジンなど、生体内あるいは生体外の感光によって引き起こされる。皮膚と眼に対する曝露限界は通常はこれらの組織を光化学傷害から防御しているはずであるが、光に対して極端に感受性の高い個人の場合は、曝露限界内でさえ日焼けなどの反応を起こしてしまう。

麻酔をかけられている患者や麻痺剤を投与されている患者は、手術中の曝露の間、より高い網膜照度を受けるかも知れない。変化した曝露条件を了解した上で、より厳格な制限を 0.5 秒よりも長い曝露時間に適用すべきである。

無力化する閃光や不快な閃光や残像 (閃光による盲目状態) のような一時的な視力の乱れは、曝露限界より低いレベルでも、明るい光源の短時間曝露によって引き起こされるかも知れない (Chisum 1973)。視力が一時的に減退することに起因する二次的な災害に対しては、事前の予告がなされるべきである。

10 防護対策

もっとも効果的に障害を制御する方法は、光源を完全に覆ってしまうことである。そのような封じ込めが不可能な環境では、部分的な覆いや、保護ゴーグル、行政的な指示、強い光源への接触の制限などが必要になるだろう (Court et al. 1978; Hietanen and Hoikkala 1990; Hietanen 1991)。図 5 は典型的な光源を眺めることによる、眼の動きを考慮した青色光による網膜炎と網膜障害を描いている。溶接に対する安全基準は世界中に進展してきた (Court et al. 1978; Sliney and Wolbarsht 1980; UNEP/WHO/IRPA 1982; ANSI 1989; Sutter 1990; European Committee for Standardization 1992; Suess and Benwell-Morison 1989)。少なくとも一カ国で、ランプの安全基準が提案されており、その基準によって、危険度分類スキームを利用して、光源によって課せられる危険性に基づいた災害対策 (control measures) の仕様が許可されている (IESNA 1996)。いくつかの電灯やアーク光源については、電氣的また燃焼炎的障害に対して、そして空中の汚染物質 (一般的には溶接やアーク放電などのときだけで生じる) に対しての災害対策も必要である。

11 結語

電灯の設計や溶接技術は、新しく強力な可視光光源を採用しつつ、絶え間なく進歩している。科学や医学や民生用そして工業での特殊な高電流溶接プロセスなどの分野において、新しいタイプの特殊用途電灯の利用が急速に増加している。そのため、光放射の曝露限界の重要性はますます高まることだろう。潜在的に障害を引き起こす可能性のあるあらゆる光源に対して、実用上の規則を作成する必要性が大きくなっている。

付録 A 無水晶体 (aphakic) および幼児の眼に対する網膜光化学障害

かつては、“そこひ”の手術を一度受けた患者は眼内補正レンズ (intra-ocular lens; IOL) の埋め込みを受けられ

なかった (今日ではそのような患者はまれだが)。しかしながら“そこひ”を除去する手術の間や、IOL を埋め込む前などは、患者は手術室の光源からのおよそ 300 nm から 400 nm の近紫外光に晒される。またたまたまに、人は水晶体をもたずに誕生する。このような特別な条件のもとでは、無水晶体における光化学的な網膜障害が存在する。これは青色光の網膜障害のより深刻なタイプだ。さらに水晶体の紫外線透過率は 2 歳以下の幼児では年長の子どもや大人に比べかなり高い。

この潜在的な網膜障害は、無水晶体の眼に対して 440 nm より短い波長で変更を加えた青色光障害関数に対応して、放射に分光学的な重みを付けることで評価される。この変更を加えた青色光障害関数 $B(\lambda)$ が無水晶体の障害関数 $A(\lambda)$ である。

方法としては、式 (6) から式 (11) において、 $B(\lambda)$ に $A(\lambda)$ を代入すればよい。たとえば、無水晶体の障害輝度 L_{aphake} は、1 万秒 (2.8 時間) 以下で、

$$L_{\text{aphake}} = E_{\text{aphake}} / \Omega \quad (18)$$

$$L_A = \sum_{300}^{700} L_{\lambda} \cdot A(\lambda) \lambda < 1.0 \text{ MJ m}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\text{effective}) \quad (19)$$

あるいは

$$L_A = \sum_{300}^{700} L_{\lambda} \cdot A(\lambda) \lambda < 100 \text{ J cm}^{-2} \text{ sr}^{-1} \quad (\text{effective})$$

と表せる。

無水晶体の障害関数 $A(\lambda)$ については表 1 を参照して欲しい。

表 1. 網膜障害に対するスペクトル重み関数

波長 nm	無水晶体の障害関数* $A(\lambda)$	青色光の障害関数* $B(\lambda)$	網膜熱障害の関数 $R(\lambda)$
300	6.00	0.01	
305	6.00	0.01	
310	6.00	0.01	
315	6.00	0.01	
320	6.00	0.01	
325	6.00	0.01	
330	6.00	0.01	
335	6.00	0.01	
340	5.88	0.01	
345	5.71	0.01	
350	5.46	0.01	
355	5.22	0.01	
360	4.62	0.01	
365	4.29	0.01	
370	3.75	0.01	
375	3.56	0.01	
380	3.19	0.01	0.1
385	2.31	0.013	0.13
390	1.88	0.025	0.25
395	1.58	0.05	0.5
400	1.43	0.100	1.0
405	1.30	0.200	2.0
410	1.25	0.400	4.0
415	1.20	0.800	8.0
420	1.15	0.900	9.0
425	1.11	0.950	9.5
430	1.07	0.980	9.8
435	1.03	1.000	10.0
440	1.000	1.000	10.0
445	0.970	0.970	9.7
450	0.940	0.940	9.4
455	0.900	0.900	9.0
460	0.800	0.800	8.0
465	0.700	0.700	7.0
470	0.620	0.620	6.2
475	0.550	0.550	5.5
480	0.450	0.450	4.5
485	0.400	0.400	4.0
490	0.220	0.220	2.1
495	0.160	0.160	1.6
500	0.100	0.100	1.0
505	0.079	0.079	1.0
510	0.063	0.063	1.0
515	0.050	0.050	1.0
520	0.040	0.040	1.0
525	0.032	0.032	1.0
530	0.025	0.025	1.0
535	0.020	0.020	1.0
540	0.016	0.016	1.0
545	0.013	0.013	1.0
550	0.010	0.010	1.0
555	0.008	0.008	1.0
560	0.006	0.006	1.0
565	0.005	0.005	1.0
570	0.004	0.004	1.0
575	0.003	0.003	1.0
580	0.002	0.002	1.0
590	0.001	0.001	1.0
595	0.001	0.001	1.0
600-700	0.001	0.001	1.0
700-1,050			$10^{[(700-\lambda)/500]}$
1,050-1,150			0.2
1,150-1,200			$0.2 \times 10^{0.02[(1,150-\lambda)]}$
1,200-1,400			0.02

* 波長が 380nm 以下の UV 領域への $A(\lambda)$ と $B(\lambda)$ の延長は、

参考文献

- [1] American Conference of Governmental Industrial Hygienists. Threshold limit values and biological exposure indices for 1995-1996. Cincinnati, OH: American Conference of Governmental Industrial Hygienists; 1995.
- [2] Allen, R. G.; Polhamus, G. D. Ocular thermal injury from intense light In: Wolbarsht, M. L., ed. Laser applications in medicine and biology. New York: Plenum Press; 1989.
- [3] American National Standards Institute. American national standard for eye and face protection. New York: American National Standards Institute; ANSI Z89.1; 1989.
- [4] Barker, F. M.; Brainard, G. C. The direct spectral transmittance of the excised human lens as a function of age. *Vision Res.* 1997 (in press).
- [5] Barthelmess, G. A.; Borneff, J. Über die genetische Schädigung der Augenlinse durch Wärmestrahlung. *Arch. Ophth.* 160:641-652; 1959 (in German).
- [6] Bauer, G. Measurement of optical radiations. New York: Focal Press; 1965.
- [7] Brittsin, G. P. H. Retinal burns caused by exposure to MIGwelding arcs: report of two cases. *Br. J. Ophthalmol.* 72:570-575; 1988.
- [8] Byrnes, V. A.; Brown, D. V. L.; Rose, H. W.; Cibis, P. A. Chorioretinal lesions due to thermal radiation from the atomic bomb. *Arch. Ophth.* 55:909-914; 1956.
- [9] Chisum, G. Flashblindness recovery following exposure to constant energy adaptive flashes. *Aerospace Med.* 44:407- 413; 1973.
- [10] Commission Internationale de l'Eclairage (International Commission on Illumination). International lighting vocabulary. 4th ed. Vienna: Commission Internationale de l'Eclairage (International Commission on Illumination); CIE Pub. No. 17.4; 1987.
- [11] Commission Internationale de l'Eclairage (International Commission on Illumination). Spectroradiometry of pulsed optical radiation sources. Vienna: Commission Internationale de l'Eclairage (International Commission on Illumination); CIE Pub. No. 105; 1993.
- [12] Courant, D.; Court, L.; Sliney, D. H. Spot size dependence of laser retinal dosimetry. In: Muller, G. J.; Sliney, D. H., eds. Dosimetry of laser radiation in medicine and biology. SPIE Institute Series IS5:156-165; 1989.
- [13] Court, L.; Chevalereaud, J. P.; Santucci, G. Exposé général. Effets biologiques des rayonnements non ionisants. Utilisation et risques associés. In: Proc. 9e Congrès International, Société Française de Radioprotection. Fontenay-aux-Roses, France: Société française de Radioprotection; 1978: 367- 445 (in French).
- [14] Diffey, B. L. Ultraviolet radiation in medicine. Bristol: Adam Hilger; 1982: 99-102.
- [15] Duchêne, A.; Lakey, J.; Repacholi M. IRPA guidelines on protection against non-ionizing radiation. New York: Pergamon; 1991.
- [16] European Committee for Standardization. Personal eye-protection —Infrared filters— Transmittance requirements and recommended use. Brussels: Central Secretariat, DCEN; European Standard EN 171; 1992.
- [17] Fender, D. H. Control of the eye. *Sci. Am.* 211:34-33; 1964.
- [18] Fich, M.; Dahl, H.; Fledelius, H.; Tinning, S. Maculopathy caused by welding arcs. *Acta ophthalmol.* 71:402-404; 1992.
- [19] Fitzpatrick, T. B; Pathak, M. A.; Harber, L. C; Seiji, M.; Kukita, A. Sunlight man, normal and abnormal photobiologic responses. Tokyo: University of Tokyo Press; 1974.
- [20] Freund, C.; McCally, R.; Farrell, R.; Sliney, D. H. A theoretical comparison of retinal temperature changes resulting from exposure to rectangular and gaussian beams. *Lasers in the Life Sci.* 7:71-89; 1996.
- [21] Garcia, A., Wiegand, W. Retinitis photoelectrica durch Elektroschweissen. *Klin. Monatsbl. Augenheilkd.* 195:187-189; 1989 (in German).
- [22] Geeraets, W. J.; Berry, E. R. Ocular spectral characteristics as related to hazards from lasers and other light sources. *Am. J. Ophthalmol.* 66:15-20; 1968.
- [23] Gerathewohl, S. J.; Strughold, H. Motoric response of the eye when exposed to light flashes of high intensities and short durations. *J. Aviation Med.* 24:200-207; 1953.
- [24] Ham, W. T., Jr. The photopathology and nature of the blue-light and near-UV retinal lesion produced by lasers and other optical sources. In: Wolbarsht, ed. Laser applications in medicine and biology. New York: Plenum Press; 1989.
- [25] Ham, W. T., Jr.; Mueller, H. A.; Williams, R. C.; Geeraets, W. J. Ocular hazard from viewing the sun unprotected and through various windows and filters. *Appl. Opt.* 12:2122- 2129; 1973.
- [26] Ham, W. T., Jr.; Mueller, H. A.; Sliney, D. H. Retinal sensitivity to damage from short wavelength light. *Nature* 260:153-155; 1976.
- [27] Ham, W. T., Jr.; Ruffolo J. J., Jr.; Mueller, H. A.; Clarke, A. M.; Moon, M. E. Histologic analysis of photochemical lesions produced in rhesus retina by short-wavelength light. *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.* 17:1029-1035; 1978.
- [28] Ham, W. T., Jr.; Mueller, H. A.; Ruffolo, J. J., Jr.; Guerry, D., III; Guerry, R. K. Action spectrum for retinal injury from near-ultraviolet radiation in the aphakic monkey. *Am. J. Ophthalmol.* 93:299-306; 1982.
- [29] Health Council of the Netherlands Committee on Optical Radiation. Health-based exposure limits for electromagnetic radiation in the wavelength range from 100 nanometer to 1 millimeter. The Hague; Health Council of the Netherlands; Report 1993/09E; 1993.
- [30] Hietanen, M. Ocular exposures to solar ultraviolet and visible radiation at high latitudes. *Scand. J. Work. Environ. Health* 17:398-403; 1991.

- [31] Hietanen, M.; Hoikkala, M. J. Ultraviolet radiation and blue light from photofloods in television studios and theaters. *Health Phys.* 39:193-198; 1990.
- [32] IESNA. Photobiological safety of lamps. Recommended Practice RP27.1 and RP27.3. New York: Illuminating Society of North America; 1996.
- [33] International Agency for Research on Cancer. IARC monographs on the evaluation of carcinogenic risks to humans. Geneva: World Health Organization; Solar and Ultraviolet Radiation, 55; 1992.
- [34] International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits for laser radiation of wavelengths between 180 nm and 1,000 μ m. *Health Phys.* 71:804-819; 1996.
- [35] International Electrotechnical Commission. Radiation safety of laser products, equipment classification, requirements and user's guide. Geneva: International Electrotechnical Commission; IEC Publication 825-1; 1993.
- [36] IRPA/INIRC. Review of concepts, quantities, units and terminology for non-ionizing radiation protection. *Health Phys.* 49:1329-1362; 1985.
- [37] Kremers, J. J. M.; van Norren, D. Two classes of photochemical damage of the retina. *Lasers and light in Ophthalmol.* 2:41-52; 1988.
- [38] Lund, D. J.; Beatrice, E. S.; Sliney, D. H. Near infrared laser ocular bioeffects. In: Court, L. A.; Duchêne, A.; Courant, D., eds. First International Symposium on Laser Biological Effects and Exposure Limits: Lasers et Normes de Protection. Fontenay-aux-Roses, France: Commissariat à l'Énergie Atomique, Département de Protection Sanitaire; 1988: 245-255.
- [39] Lydahl, E. Infrared cataract. *Acta Ophthalmol.* 166(Suppl.):1- 63; 1984.
- [40] Magnus, I. A. Dermatological photobiology. Oxford: Blackwell Scientific; 1976.
- [41] Mainster, M. A. Light and macular degeneration: a biophysical and clinical perspective. *Eye* 1:304-310; 1987.
- [42] Marshall, J. Light damage and the practice of ophthalmology. In: Rosen, E; Amott, E; Haining, W, eds. Intraocular lens implantation. London; Moseby-Yearbook; 1983.
- [43] Mayer, M. A; Salsi, M. S. Rayonnement ultraviolet, visible et infrarouge. Mesure-Evaluation des risques. INRS, Cahiers de Notes Documentaires 96:403-413; 1979. (In French).
- [44] McCluney, R. Introduction to radiometry and photometry. New York; Artech House; 1984.
- [45] McKinlay, A. F.; Whillock, M. J.; Muelermans, C. C. E. Ultraviolet radiation and blue-light emissions from spotlights incorporating tungsten-halogen lamps. London: Her Majesty's Stationery Office; NRPB Report 228; 1989.
- [46] Naidoff, M. A.; Sliney, D. H. Retinal injury from a welding arc. *Am. J. Ophthal.* 77:663-668; 1974.
- [47] Noell, W. K. Possible mechanisms of photoreceptor damage by light in mammalian eyes. *Vision Res.* 20: 1163-1171; 1980.
- [48] Pitts, D. G.; Cullen, A. P. Determination of infrared radiation levels for acute ocular cataractogenesis. *Albrecht von Graefes Arch. Klin. Ophthalmol.* 217:285-297; 1981.
- [49] Priebe, L. A.; Welch, A. J. Asymptotic rate process calculations of thermal injury to the retina following laser irradiation. *F. Biomech. Eng.* 100:49-54; 1978.
- [50] Scott, J. A. A finite model of heat transport in the human eye. *Phys. Med. Biol.* 33:227-241; 1988a.
- [51] Scott, J. A. The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation. *Phys. Med. Biol.* 33:243- 257; 1988b.
- [52] Sliney, D. H. Physical factors in cataractogenesis: ambient ultraviolet radiation and temperature. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.* 27:781-790; 1986.
- [53] Sliney, D. H. Ocular injury due to light toxicity. *Int Ophthalmol. Clinics* 28:246-250; 1988.
- [54] Sliney, D. H. Radiation safety. The maximum permissible exposure levels: our knowledge of the hazards. *Optics Laser Tech.* 21:235-240; 1989.
- [55] Sliney, D. H.; Freasier, B. C. The evaluation of optical radiation hazards. *Applied Opt.* 12:1-24; 1973.
- [56] Sliney, D. H.; Wolbarsht, M. L. Safety with lasers and other optical radiation sources. New York: Plenum Press; 1980.
- [57] Sperling, H. G. Intense spectral light induced cone-specific lesions of the primate retina and the effects of anaesthesia. In: Cronly-Dillon, J; Rosen, E; Marshall, J., eds. Hazards of light. Oxford: Pergamon Press; 1986: 153-167.
- [58] Stolwijk, J. A. J.; Hardy, J. D. Control of body temperature. In: Handbook of physiology, Section 9. Bethesda, MD: American Physiological Society; 1977.
- [59] Suess, M. J.; Benwell-Morison, D. A. Non-ionizing radiation protection. 2nd edition. Copenhagen: World Health Organization Regional Office for Europe; World Health Organization Regional Publications, European Series, No. 25; 1989.
- [60] Sutter, E. Alles über Augenschutz-Grundlagen, Einsatz, Prüfverfahren, Bezugsquellen. Bremerhaven; Wirtschaftsverlag NW; 1990 (in German).
- [61] Sutter, E.; Hübner, H. J.; Krause, E.; Ruge, J. Strahlungsmessungen an verschiedenen Lichtbogen-Schweißverfahren. Braunschweig: Physikalisch-Technische Bundesanstalt; PTB Bericht Optik, 2/72; 1972 (in German).
- [62] United Nations Environment Programme/World Health Organization/International Radiation Protection Association. Lasers and optical radiation. Geneva: World Health Organization; Environmental Health Criteria, 23; 1982.
- [63] United Nations Environment Programme/World Health Organization/International Radiation Protection Association. Ultraviolet radiation. Geneva: World Health Organization; Environmental Health Criteria, 160; 1994.
- [64] Vos, J. J.; van Norren, D. Weighing the relative significance of three heat dissipation mechanisms to produce cataract. *Lasers and Light in Ophthalmol.* 6:107-114; 1994.
- [65] Wolbarsht, M. L. The effects of optical radiation on the anterior structures of the eye. In: Tengroth, B; Epstein, D, eds. Current concepts in ergophthalmology. Stockholm: Karolinska Institute, Department of

- Ophthalmology; 1978: 29-46.
- [66] Wolbarsht, M. L. Cataract from infrared lasers: evidence for photochemical mechanisms. *Lasers and Light in Ophthalmol.* 4:91-96; 1992.
- [67] Yarbus, A. L. *Eye movements during fixation on stationary objects.* New York: Plenum Press; 1977.
- [68] Young, R. W. Solar radiation and age-related macular degeneration. *Surv. Ophthalmol.* 32:252-269; 1988.
- [69] Yanuzzi, L. A.; Fisher, Y. L.; Krueger, A; Slakter, J. Solar retinopathy, a photobiological and geophysical analysis. *Tr. Am. Ophthalmol. Soc.* 85:120-158; 1987.
- [70] Zuclich, J. A.; Connolly, J. A. Ocular damage induced by near-ultraviolet laser radiation. *Invest. Ophthalmol.* 15:760-764; 1976.