

Metodologia para Validação de Equipamento de Proteção Individual Ocular Para Uso Com Laser em Procedimentos Médicos

Methodology for Validation of Eye Personal Protective Equipment for Laser Medical Procedures

Cássio S. Moura¹, Maiara Cecchin², Rochelle Lykawka¹, Alexandre Bacelar¹

¹Serviço de Física Médica e Radioproteção, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Brasil
²Serviço de Medicina e Segurança do Trabalho, Hospital de Clínicas de Porto Alegre, Brasil

Resumo

Feixes de laser são amplamente utilizados em instituições de saúde e exigem proteção adequada para o operador e o paciente. Normas internacionais fornecem orientações sobre como exercer essa proteção, especialmente em relação ao olho, que é muito sensível à radiação óptica. Óculos devem fornecer proteção suficiente para comprimentos de onda específicos do feixe de laser utilizado no procedimento médico. Neste trabalho, apresentamos um protocolo sobre como avaliar se um óculos é adequado para um emissor de laser específico. Valores reais foram utilizados nos cálculos e devem ser adaptados para cada situação.

Palavras-chave: Laser; Proteção Radiológica; Dispositivos Ópticos; Dispositivos de Proteção Ocular.

Abstract

Laser beams are widely used in health institutions and require proper protection to operator and patient. International standards provide counseling on how to exert this protection, especially with respect to the eye which is very sensible to optical radiation. Goggles must provide enough shielding to specific wavelengths of the laser beam used in the procedure. In this work we present a protocol on how to determine whether a google is adequate to a specific laser emitter. Real values were used in the calculations and must be adapted for each situation.

Keywords: Laser; Radiation Protection; Optical Devices, Eye Protective Devices.

1. Introdução

O principal equipamento de proteção individual (EPI) necessário em um procedimento médico utilizando laser é o óculos. Isso porque o olho é a parte do corpo humano mais sujeita a riscos pela ação de um feixe de laser. Recomendações internacionais sugerem metodologias para serem utilizadas no controle de qualidade de óculos de proteção, de maneira bastante ampla, de forma a abarcar o maior número de situações possíveis (1-4). No que concerne a uma recomendação para o Brasil, a norma (4) é uma tradução da sua homóloga publicada por International Electrotechnical Commission (5), sendo idêntica no que tange ao conteúdo técnico, estrutura e redação. O fato de inexistir norma essencialmente nacional para determinados instrumentos eletromédicos também já foi observado com relação a outras áreas da física médica (6). Assim, urge a necessidade de desenvolvimento de uma regulamentação nacional para as aplicações envolvendo radiação laser no Brasil

A título de exemplificação, neste texto, aplicamos as recomendações existentes a uma situação específica, envolvendo emissor laser para uso em dermatologia. Esperamos que o presente texto possa servir como guia em situações similares.

Tipicamente, quando da aquisição de um aparelho emissor laser, ele é acompanhado por 1 (um) óculos

de proteção para o operador do equipamento, além de 1 (um) óculos opaco para proteção do paciente. Quanto mais pessoas estiverem presentes na sala de aplicação do procedimento, mais unidades de proteção deverão ser adquiridas. Para que o instrumento seja colocado em operação, é necessário que cada óculos seja avaliado quanto à transparência ótima que bloqueie suficientemente o(s) feixe(s) de laser utilizado(s) no tratamento e, ao mesmo tempo, permita a passagem de outros comprimentos de onda não-laser para que o operador tenha visão da área de interesse de aplicação da radiação. Isso é feito analisando o espectro de transmitância do óculos de proteção em uma determinada faixa do espectro visível e, a partir dele, calculando a densidade óptica no(s) comprimento(s) de onda do(s) feixe(s) laser.

Esse procedimento é utilizado para validar ou não um EPI para uso com determinado emissor laser.

2. Materiais e Métodos

Utilizamos neste trabalho o emissor *e-light laser* (DMC) que emite em dois comprimentos de onda: 660 nm e 808 nm. A potência emitida, segundo o fabricante, é de $100 \pm 20,4$ mW (7). Para a aquisição do espectro de transmitância utilizamos o espectrofotômetro Cary 50 (Varian). Ele tem capacidade de medir o espectro de transmitância na faixa de ultravioleta/visível/infravermelho-próximo. A

incerteza no comprimento de onda medido é de ± 10 nm (8). Já a incerteza na medida da transmitância σ_T , não é indicada pelo fabricante, porém, é fornecida a incerteza na absorvância: $\sigma_A = \pm 0,01$, que será convertida em transmitância, como explicado adiante.

A exposição máxima permitida (E_{MP}) que o olho pode sofrer por um feixe de *laser* está definida em normas internacionais (1-3) e ilustrada por Seeber (9). Esse limite indica o maior valor de exposição que a maioria das pessoas pode tolerar sem sofrer danos. Normalmente, E_{MP} é dada em termos do tempo de exposição, dado em segundos, para um determinada irradiância, dada em W/cm^2 , em certo comprimento de onda, dado em nm. Para feixes na banda do visível, costuma-se empregar o tempo de exposição como sendo o necessário para a reação instintiva de proteção ocular, que compreende o fechamento da pálpebra, no valor de 0,25s. Para toda a faixa do visível, considerando esse tempo de reação, a E_{MP} vale $2,5 \times 10^{-3} W/cm^2$ (1). Esse valor deve ser utilizado, no caso em questão, para o *laser* de 660 nm. Na faixa do infravermelho próximo o olho humano não consegue identificar a luz e, portanto, não apresenta um movimento de proteção instintiva. Nesse caso, considera-se um tempo de exposição de 10s. Os danos ao olho nessa faixa do espectro, variam com o comprimento de onda do *laser*, o que implica em diferentes exposições máximas permitidas. No caso do *laser* de 808 nm, a norma (1) define $E_{MP} = 1,9 \times 10^{-3} W/cm^2$.

Óculos de proteção são classificados pela sua densidade óptica D_O , que possui a seguinte definição:

$$D_O = \log_{10} \left(\frac{E_0}{E_{MP}} \right) \quad , \quad (1)$$

em que, E_0 é a irradiância de saída do feixe de *laser*, dada em W/cm^2 . A densidade óptica de um óculos de proteção é projetada de forma a bloquear os comprimentos de onda *laser* aos quais o EPI é submetido e permitir a passagem do restante do espectro para que o operador possa identificar a área a ser irradiada. Assim, num espectro de transmissão de luz de um óculos de proteção, é necessário alto valor de densidade ótica (baixa transmitância) no comprimento de onda do *laser* e baixa densidade ótica (alta transmitância) no restante do espectro.

A irradiância E de uma fonte luminosa pontual é definida pela razão entre a potência emitida P dividida pela superfície iluminada S . Considerando que essa fonte emita ondas esféricas, temos:

$$E = \frac{P}{S} = \frac{P}{\pi r^2} \quad , \quad (2)$$

na qual, r é a o raio da área iluminada. Para efeitos de cálculo de proteção do olho, utiliza-se para o cálculo da área iluminada o diâmetro da pupila dilatada (0,7 cm), ou seja, o pior caso possível.

A metodologia descrita neste trabalho foi aplicada a um óculos de proteção profissional (660/808 nm) disponível comercialmente no mercado nacional e utilizado em procedimentos de rotina em dermatologia no Hospital de Clínicas de Porto Alegre.

A seguir, apresentamos os resultados obtidos para o mesmo.

3. Resultados

Os valores mencionados na seção anterior (diâmetro da pupila, exposição máxima permitida e potência emitida) estão reunidos na Tabela 1, para cada um dos dois comprimentos de onda *laser* em questão. A partir do diâmetro da pupila, é fácil encontrar sua respectiva área, que é utilizada na equação (2), junto com a potência emitida, para calcular a irradiância de saída do feixe que supostamente atinge o olho (também apresentada na Tabela 1). De posse do valor de E_0 e E_{MP} , a definição (1) fornece as densidades óticas desejadas para cada um dos comprimentos de onda, listados na última linha da Tabela 1. Assim, para cada um dos dois feixes, é necessário que as densidades óticas dos óculos de proteção sejam $D_{660} = 2,0$ e $D_{808} = 2,1$.

Para determinar a conformidade dos óculos de proteção, é necessário determinar seus valores de densidade ótica nos respectivos comprimentos de onda a serem usados quando do funcionamento do emissor *laser*.

A transmitância absoluta é definida pela razão entre a irradiância transmitida e a irradiância incidente na lente, conforme a relação:

$$T = \frac{E}{E_0} \quad . \quad (3)$$

É razoável supor que a irradiância de saída do feixe de *laser* seja idêntica àquela que incide sobre a lente dos óculos, e que, ao buscarmos o limite de irradiação, a irradiância transmitida seja igual ao valor máximo permitido ao olho humano, ou seja, $E = E_{MP}$. Levando em conta que a transmitância depende do comprimento de onda, é natural que a densidade ótica também dependa. Assim, ficamos com:

$$D_\lambda = \log_{10} \left(\frac{E_0}{E_{MP}} \right) = \log_{10} \frac{1}{T_\lambda} \\ D_\lambda = -\log_{10} T_\lambda \quad (4)$$

A transmitância absoluta no argumento do logaritmo da equação (4) encontra-se no intervalo [0, 1]. O sinal negativo garante que a densidade ótica assuma um valor positivo.

Espectrofotômetros costumam apresentar o resultado das medidas de transmitância em valores percentuais $\%T$. Assim, adaptamos a equação (4) para a seguinte forma:

$$D_\lambda = -\log_{10} \left(\frac{\%T_\lambda}{100} \right) \quad (5)$$

Por razão de eficiência de tempo de máquina, limitamos a varredura ao intervalo de 600 a 900 nm, que inclui os comprimentos de onda de interesse. Utilizamos um passo de 0,2 nm e um tempo de aquisição por passo de 0,5 s, o que garante boa resolução espectral.

Para a aquisição do espectro de transmitância, o feixe de *laser* foi alinhado com o centro geométrico da

lente a ser medida. Ambas lentes dos óculos foram analisadas. A Figura 1 apresenta o espectro de transmitância percentual obtido para o EPI de referência, nas lentes esquerda e direita.

Aplicando a equação (5) aos dados experimentais de transmitância, temos o espectro de densidade

óptica que é representado na Figura 2. Nessa figura, os pontos vermelhos indicam a densidade óptica esperada para cada um dos dois comprimentos de onda de interesse.

Tabela 1. Cálculo das Densidades Óticas

	$\lambda = 660 \text{ nm}$	$\lambda = 808 \text{ nm}$
Diâmetro da pupila:	$d = 0,7 \text{ cm}$	$0,7 \text{ cm}$
Raio da pupila:	$r = \frac{d}{2} = 0,35 \text{ cm}$	$0,35 \text{ cm}$
Área da pupila:	$S = \pi r^2 = 0,38 \text{ cm}^2$	$0,38 \text{ cm}^2$
Exposição máxima permitida:	$E_{MP} = 2,5 \times 10^{-3} \text{ W/cm}^2$	$1,9 \times 10^{-3} \text{ W/cm}^2$
Potência emitida:	$P = 0,100 \text{ W}$	$0,100 \text{ W}$
Irradiância de saída do feixe:	$E_0 = \frac{P}{\pi r^2} = \frac{0,100 \text{ W}}{\pi \times (0,35 \text{ cm})^2} = 0,26 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$	$\frac{0,100 \text{ W}}{\pi \times (0,35 \text{ cm})^2} = 0,26 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}$
Densidade ótica desejada: $D_0 = \log_{10} \left(\frac{E_0}{E_{MP}} \right) =$	$\log_{10} \left(\frac{0,26 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}}{2,5 \times 10^{-3} \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}} \right) = \mathbf{2,0}$	$\log_{10} \left(\frac{0,26 \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}}{1,9 \times 10^{-3} \frac{\text{W}}{\text{cm}^2}} \right) = \mathbf{2,1}$

Fonte: O autor (2025).

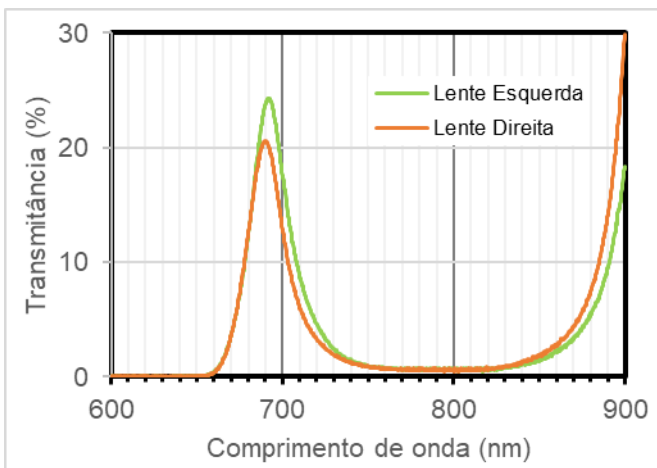


Figura 1. Espectro de transmitância de um óculos de proteção.

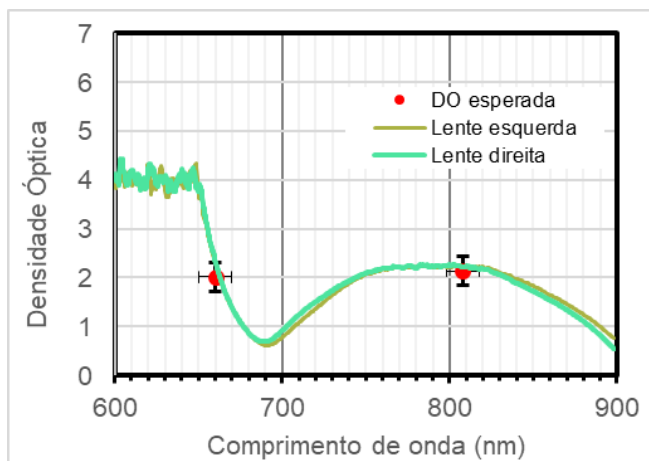


Figura 2. Espectro de densidade óptica de um óculos de proteção

4. Discussão

Para que um óculos seja considerado “conforme” às recomendações internacionais, é necessário que sua densidade óptica seja maior do que os valores de densidade óptica esperados calculados na Tabela 1.

A norma ANSI Z136.1 (1) estabelece que, ao se comparar valores de exposição máxima permitida e de limite de emissão acessível, as incertezas combinadas não devam exceder $\pm 20\%$. Caso esse limite seja inexecutável, deverá ser considerado o melhor valor que o estado da arte permitir. Tomamos como principais fontes de erro o valor de potência do emissor e o valor medido da transmitância.

O fabricante do emissor laser informa (5) que a incerteza na energia emitida é de $\pm 20,4\%$, o que equivale a $\pm 0,0204 \text{ W}$. A imprecisão na densidade óptica σ_D devido à incerteza na potência σ_P deve ser calculada utilizando-se o conceito de propagação de erro:

$$\sigma_D = \left(\frac{dD_0}{dP} \right) \sigma_P \quad (4)$$

Substituindo a equação (2) na (1), temos:

$$D_0 = \log_{10} \left(\frac{P}{S E_{MP}} \right) = \log_{10} P - \log_{10} (S E_{MP}) \quad (5)$$

Derivando esta equação com respeito a P , ficamos com:

$$\frac{d}{dP} D_0 = \frac{1}{P \ln 10} \quad (6)$$

Substituindo (6) em (4), chegamos finalmente a:

$$\sigma_D = \frac{1}{P \ln 10} \sigma_P \quad (7)$$

Com o valor da potência do *laser* e a sua incerteza, podemos calcular a respectiva contribuição para a incerteza na densidade óptica:

$$\sigma_D = \frac{1}{0,100 \text{ W} \times \ln 10} \times 0,204 \text{ W} = 0,089. \quad (8)$$

O manual do espectrofotômetro (7) não fornece a incerteza na medida da transmitância σ_T , mas, apenas a incerteza na absorbância: $\sigma_A = \pm 0,01$. Então, faz-se necessário converter a incerteza de uma grandeza na outra. A relação entre a transmitância T e a absorbância A é:

$$T = 10^{-A}, \quad (9)$$

ou,

$$A = -\log_{10} T. \quad (10)$$

É interessante comparar essas definições com a (5). Naquela, usou-se a transmitância percentual % T , enquanto agora, usamos a transmitância absoluta T . Ademais, a densidade óptica varia de 0 a 7, enquanto que a absorbância varia entre 0 e 1.

Uma variação no valor da absorbância ΔA equivalente à sua incerteza pode ser dada por:

$$\Delta A = A_1 - A_0 = -\log_{10} T_1 - (-\log_{10} T_0) = \log_{10} \frac{T_0}{T_1}. \quad (11)$$

Então, se $|\Delta A| = |\sigma_A| = 0,01$, temos:

$$0,01 = \log_{10} \frac{T_0}{T_1}. \quad (12)$$

Invertendo a relação (12), ficamos com:

$$T_1 = T_0 10^{-0,01} = 0,98T_0. \quad (13)$$

Assim, fica fácil ver que uma variação na transmitância é dada por:

$$|\Delta T| = |T_1 - T_0| = |0,98T_0 - T_0| = 0,022 T_0 = 2,2\% T_0. \quad (14)$$

Com o auxílio da equação (4) e os valores de densidade óptica desejados da Tabela 1, podemos encontrar os valores de transmitância correspondentes. Invertendo (4), temos:

$$T_\lambda = 10^{-D_\lambda}, \quad (15)$$

$$T_{660} = 10^{-2,0} = 0,0100, \quad (16)$$

$$T_{808} = 10^{-2,1} = 0,0079. \quad (17)$$

Com os valores numéricos das equações (16) e (17) substituídos por T_0 em (14) e, assumindo que $\Delta T = \sigma_T$, chegamos às contribuições às incertezas na densidade óptica devido à imprecisão do espectrofotômetro:

$$\Delta T_{660} = 2,2\% T_{660} = 0,022 \times 0,010 = 0,00022 = \sigma_{660} \quad (18)$$

$$\begin{aligned} \Delta T_{808} &= 2,2\% T_{808} = 0,022 \times 0,0079 \\ &= 0,00018 = \sigma_{808} \end{aligned} \quad (19)$$

Finalmente, podemos calcular a incerteza total na densidade óptica esperada para cada um dos comprimentos de onda, com a expressão:

$$\sigma_D = \sqrt{\sigma_p^2 + \sigma_T^2}, \quad (20)$$

$$\sigma_{660} = \sqrt{0,089^2 + 0,00022^2} = 0,089, \quad (21)$$

$$\sigma_{808} = \sqrt{0,089^2 + 0,00018^2} = 0,089. \quad (22)$$

Vemos que, dentro da precisão utilizada, a contribuição do espectrofotômetro para o valor da incerteza da densidade óptica é desprezível. A principal contribuição para a imprecisão deste tipo de ensaio é a variação na potência dos emissores *laser*. A Figura 2 apresenta os valores encontrados em (21) e (22) como barras de erro verticais junto aos pontos (em vermelho) que correspondem às densidades ópticas esperadas para os comprimentos de onda de 660 nm e 808 nm. As barras de erro horizontais correspondem às incertezas fornecidas pelo fabricante do emissor *laser*.

Como, nos dois comprimentos de onda de interesse, considerando a incerteza experimental, a densidade óptica (de cada uma das duas lentes) dos óculos situam-se acima das densidades ópticas esperadas, podemos atribuir a esse EPI a chancela de “conforme”. No caso de as densidades ópticas esperadas situarem-se acima das curvas medidas, o EPI deve ser classificado como “não conforme” e ser descartado.

5. Conclusão

Neste trabalho, apresentamos a metodologia de controle de qualidade de óculos de proteção *laser* utilizada no Hospital de Clínicas de Porto Alegre. Esse protocolo obedece a normas internacionais e pode servir de exemplo para outras unidades de saúde que realizam procedimentos médicos utilizando *laser*. Naturalmente, os valores numéricos utilizados neste trabalho deverão ser adaptados para cada situação.

Ao fim da execução deste protocolo, cada EPI deve receber a classificação de “conforme” ou “não-conforme”. Neste último caso, o equipamento deve ser descartado.

Referências

1. American National Standard for Safe Use of Lasers, ANSI Z136.1. Laser Institute of America. Orlando: 2000.
2. International Electrotechnical Commission. Safety of laser products – Part 1: Equipment classification, requirements and user's guide. Geneva, 2001.
3. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection. Guidelines on limits of exposure to laser radiation of wavelengths between 180 nm and 1,000 μm ; Health Physics. 2013;105(3):271-295.
4. Associação Brasileira de Normas Técnicas. ABNT NBR IEC 60601-2-22. Requisitos particulares para segurança básica e desempenho essencial de equipamentos a *laser* para uso cirúrgico, cosmético, terapêutico e diagnóstico. Rio de Janeiro, 2023.

5. International Electrotechnical Commission, IEC 60601-2-22, Medical electrical equipment – Part 2-22: Particular requirements for basic safety and essential performance of surgical, cosmetic, therapeutic and diagnostic laser equipment. Geneva: 2019.
6. Capaverde AS, Moura CS, Silva, AMM da. Desenvolvimento de um programa de controle de qualidade em ressonância magnética baseado nas recomendações do Colégio Americano de Radiologia. *Revista Brasileira De Física Médica*. 2015;6(2):79–85. <https://doi.org/10.29384/rbfm.2012.v6.n2.p79-85>
7. DMC. Manual do Usuário e-light. 06/09/2023.
8. Varian. Varian Cary® 50 UV-Vis Spectrophotometer: Typical Specifications. 15/08/2007.
9. Seeber F. Light Sources and Laser Safety, in *Fundamentals of Photonics*, p.39. Cardiff: International Society for Optics and Photonics; 2008. <https://doi.org/10.1117/3.784938.ch2>

Contato:

Cássio Stein Moura
Hospital de Clínicas de Porto Alegre
Endereço completo para correspondência:
Av. Ramiro Barcelos, 2350 – Porto Alegre, RS – CEP
90.035-903
E-mail: casmoura@hcpa.edu.br