

MODELAGEM E SIMULAÇÃO DA FADIGA OCULAR COM BASE EM EQUAÇÕES DIFERENCIAIS ORDINÁRIAS

MODELING AND SIMULATION OF EYE FATIGUE BASED ON ORDINARY
DIFFERENTIAL EQUATIONS

Engenharias, Ciências da Saúde • 03/05/2026

REGISTRO DOI: [10.70773/revistatopicos/777591432](https://doi.org/10.70773/revistatopicos/777591432)

Paulo Miguel Rodrigues Brito¹

Jean Mark Lobo de Oliveira²

Alex de Lima Rodrigues³

Khryskyn Lutchmeesingh⁴

RESUMO

Este trabalho propõe um modelo matemático baseado em EDO de primeira ordem para quantificar a dinâmica da fadiga ocular digital. O modelo integra a redução da taxa de piscadas, o tempo de exposição e um fator de amortecimento. A resolução numérica via Runge-Kutta de quarta ordem (RK4) simulou 20 minutos de exposição em três perfis de piscadas. Os resultados revelaram um crescimento monotónico e não linear da fadiga, com convergência para valores de equilíbrio teórico que validam a estabilidade do sistema. A análise demonstra a sensibilidade do modelo à frequência de piscadas, corroborando diretrizes ergonómicas de pausas frequentes. Embora qualitativo, o estudo estabelece uma base formal para sistemas de monitorização preventiva da saúde visual.

Palavras-chave: Fadiga ocular digital; Equação diferencial ordinária; Modelagem matemática; Método de Runge-Kutta; Ergonomia Visual.

ABSTRACT

This work proposes a mathematical model based on first-order ODEs to quantify the dynamics of digital eye strain. The model integrates blink rate reduction, exposure time, and a damping factor. Numerical resolution via fourth-order Runge-Kutta (RK4) simulated 20 minutes of exposure in three blink profiles. The results revealed a monotonic and non-linear increase in fatigue, converging to theoretical equilibrium values that validate the system's stability. The analysis demonstrates the model's sensitivity to blink frequency, corroborating ergonomic guidelines for frequent breaks. Although qualitative, the study establishes a formal basis for preventive visual health monitoring systems.

Keywords: Digital eye strain; Ordinary differential equation; Mathematical modeling; Runge-Kutta method; Visual ergonomics.

1. INTRODUÇÃO

Nossa sociedade se encontra imersa diante das telas, milhões de pessoas sentem os olhos cansados. Ardência, visão embaçada, ressecamento e dor de cabeça acompanham quem trabalha, estuda ou se entretém em um mundo que já é digital. Esse conjunto de sintomas tem um nome conhecido: fadiga ocular digital. (KUSUMESH et al., 2025). Uma meta-análise de Dimitrijevic et al. (2023) mostrou que 74,4% dos usuários de computadores apresentam esses sinais. Moore Wolfsohn e Sheppard (2024) relataram taxas próximas de 90% em alguns grupos. Entre universitários, Alash et al. (2025) encontraram que 78,4% de 426 estudantes tinham sintomas de olho seco, com média de 7,7 horas por dia diante das telas. Por trás do desconforto, há um processo identificado que se desenvolve aos poucos. Moore Wolfsohn e Sheppard (2024) mostraram que o tempo prolongado de tela reduz a frequência de piscadas.

Embora a prevalência da fadiga ocular digital seja amplamente documentada na literatura, os métodos disponíveis para sua avaliação distribuem-se entre três abordagens principais: questionários subjetivos validados, como o CVS-Q, o CVSS17, que capturam a intensidade dos sintomas em momentos pontuais; métodos objetivos clínicos como a frequência crítica de fusão (CFF), que mensuram indicadores isolados de fadiga sem descrever sua progressão; e abordagens tecnológicas baseadas em aprendizado de máquina e sinais fisiológicos, voltadas à detecção do estado de fadiga, mas não à modelagem de sua dinâmica causal. Em comum,

elas descrevem o fenômeno de forma estática ou fragmentada, sem olhar como e em que taxa a fadiga se desenvolve ao longo do tempo de exposição, nem quando tende a estabilização. A ausência de uma formulação matemática formal que relacione variáveis fisiológicas mensuráveis como a taxa de piscadas e o tempo de exposição à progressão contínua da fadiga constitui uma lacuna relevante, tanto para a análise quantitativa do fenômeno quanto para o desenvolvimento futuro de ferramentas de monitoramentos preventivos baseados em dados objetivos.

O trabalho objetiva desenvolver um modelo baseado em uma Equação Diferencial Ordinária (EDO) de primeira ordem para estimar a evolução temporal da fadiga ocular digital. A metodologia emprega o método numérico de Runge-Kutta de quarta ordem (RK4) para simular três perfis distintos de redução da frequência de piscadas leve, moderado e acentuado visando validar a consistência do modelo e sua sensibilidade a variações fisiológicas.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A estrutura teórica deste trabalho fundamenta-se em alguns aspectos fisiológicos da fadiga ocular digital, com ênfase no papel da taxa de piscadas e do tempo de exposição como fatores principais do fenômeno. Aliado a isso, são discutidos os princípios da modelagem matemática e das equações diferenciais ordinárias ferramentas que permitem representar a evolução da fadiga como um processo dinâmico contínuo e relacionar variáveis fisiológicas e o nível de desconforto visual ao longo do tempo.

2.1. Fadiga Ocular Digital e Sua Relevância Clínica

A fadiga ocular digital, constantemente abordada na literatura como Síndrome da Visão Computacional, firmou-se como uma patologia de elevada relevância clínica devido à sua natureza multicausal e ao impacto direto na saúde ocular das populações modernas. Segundo o relatório global da *Tear Film & Ocular Surface Society* (TFOS), consolidado por Wolffsohn et al. (2023), a transição para ambientes digitais alterou o equilíbrio da superfície ocular de forma profunda. O aspecto clínico mais crítico se encontra na alteração biomecânica do ato de piscar; a exposição prolongada a telas além de reduzir a frequência de piscadas por minuto, aumenta a ocorrência de piscadas incompletas, comprometendo a renovação do filme lacrimal.

2.2. Taxa de Piscadas Como Indicador Fisiológico

A manutenção da integridade da superfície ocular depende do ciclo de piscadas, que exerce o papel fisiológico de distribuir o filme lacrimal de forma uniforme sobre a córnea e a conjuntiva. Conforme demonstrado no estudo clássico de Tsubota e Nakamori (1993), o uso de telas está associado a uma redução significativa na frequência de piscadas, o que aumenta a área de exposição ocular e acelera o tempo de ruptura do filme lacrimal. A taxa de piscadas foi selecionada como a variável central para o modelo desenvolvido neste trabalho por ser um indicador fisiológico mensurável e diretamente relacionado ao nível de exposição e ao desgaste da superfície ocular, sua monitoração permite uma visualização quantitativa do estado de fadiga do usuário, servindo como uma métrica robusta para a análise da interação humano-computador.

2.3. Tempo de Exposição e Acúmulo de Fadiga

A progressão da fadiga ocular digital não é determinada apenas pela intensidade do uso, mas é influenciada pela duração contínua da exposição às telas. Conforme discutido por Sheppard e Wolffsohn (2018), o domínio e a gravidade da fadiga ocular apresentam uma correlação direta com o número de horas diárias de uso de dispositivos, sendo que a ausência de pausas impede a recuperação da musculatura ciliar e o equilíbrio anterior do filme lacrimal. Reforçando essa perspectiva, Kaur et al. (2022) destacam que o tempo de tela contínuo atua como um fator de risco independente, muitas vezes sobrepondo-se a outros elementos ergonômicos. Na concepção da modelagem matemática, é justificada a inclusão de um termo aditivo na equação diferencial proposta neste trabalho, considerando o tempo de exposição como uma constante de acúmulo progressivo, o modelo captura a evolução temporal da fadiga, permitindo que a simulação analise não apenas as variações instantâneas da taxa de piscadas mas também o crescimento constante do desconforto gerado pela persistência do estímulo visual ao longo do tempo.

2.4. Instabilidade do Filme Lacrimal e Olho Seco

A instabilidade do filme lacrimal é a ponte fundamental entre o comportamento fisiológico e a validação matemática do modelo proposto. É ele que conecta a redução da frequência de piscadas ao surgimento do dano epitelial e ao desconforto ocular. O filme lacrimal, conforme descrito por Tsubota e Nakamori (1993), depende da integridade do ciclo de piscadas para a sua renovação e distribuição uniforme; quando este ciclo é rompido, o tempo de ruptura lacrimal (*Tear Break-up Time*) torna-se inferior ao intervalo entre piscadas. Esta instabilidade é o fenômeno físico que o modelo computacional tenta capturar numericamente. Portanto, ela é a

justificativa teórica para a taxa de variação da fadiga: ela define como a entrada sensorial (a queda na taxa de piscadas) se traduz numa alteração de estado no sistema (o aumento do nível de fadiga), permitindo que o modelo simule a evolução do desconforto de forma contínua e quantitativa.

2.5. Equações Diferenciais Ordinárias para Processos Dinâmicos

A utilização de equações diferenciais ordinárias (EDOs) para modelar a fadiga ocular digital não é uma escolha isolada, mas uma extensão de um caminho científico consolidado. Conforme definido na obra de Boyce e DiPrima (2012), uma EDO permite estabelecer uma relação matemática entre uma função incógnita, que representa uma quantidade física, e suas taxas de variação em relação a uma variável independente, geralmente o tempo. A fadiga não surge instantaneamente; ela se acumula sob estímulo, desacelera conforme se aproxima de limites fisiológicos e tende a um estado de equilíbrio ou saturação, dependendo da intensidade da tarefa visual. Uma EDO de primeira ordem possui a estrutura necessária para capturar formalmente essas nuances, traduzindo o desequilíbrio entre a redução das piscadas e o tempo de exposição em uma taxa de variação contínua.

2.6. Método de Runge-kutta de 4ª Ordem

Para a resolução das equações diferenciais é necessário a utilização de método numérico de integração. Conforme detalhado por Boyce e DiPrima (2012), o funcionamento do RK4 baseia-se no cálculo de quatro estimativas intermediárias de inclinação comumente denominadas coeficientes K_1 , K_2 , K_3 e K_4 dentro de cada intervalo de tempo. Essas estimativas são combinadas através de uma média

ponderada que prioriza os valores centrais do intervalo, permitindo que o algoritmo minimize o erro de truncamento local e produza uma solução com precisão de quarta ordem. A escolha do RK4 para a simulação da fadiga ocular digital justifica-se pela sua capacidade de oferecer uma precisão controlável com um custo computacional extremamente acessível para sistemas de tempo real. Diferente de métodos mais simples, como o de Euler, o RK4 consegue capturar as variações não lineares da taxa de fadiga sem exigir intervalos de tempo excessivamente pequenos, mantendo a estabilidade da simulação mesmo em cenários de variações bruscas na taxa de piscadas.

3. METODOLOGIA

Este trabalho baseia-se na modelagem matemática. O foco ficou em construir uma ferramenta capaz de quantificar sua evolução ao longo do tempo, associando evidências fisiológicas da literatura com a lógica matemática necessária para que o modelo funcione de forma consistente e verificável.

3.1. Formulação do Modelo Matemático

O modelo proposto descreve a evolução temporal da fadiga ocular digital $F(t)$ por meio de uma equação diferencial ordinária de primeira ordem. A formulação considera três componentes principais: a influência da redução da taxa de piscadas em relação a um valor de referência, a contribuição direta do tempo de exposição à tela e um fator de amortecimento proporcional ao nível atual de fadiga. A equação que rege o modelo é expressa por:

$$\frac{dF}{dt} = a * \left(\frac{B_{ref}}{B(t)}\right) + b - c * F(t)$$

Onde:

- $F(t)$ é o nível de fadiga ocular no instante t , expresso em escala adimensional, onde valores maiores indicam maior intensidade de desconforto visual;
- $B(t)$ é a taxa de piscadas no instante t (piscadas por minuto);
- B_{ref} é a taxa de piscadas de referência em condições normais;
- a é o parâmetro que pondera a influência da redução de piscadas sobre a fadiga;
- b é o parâmetro que representa a taxa de acréscimo de fadiga associada ao tempo contínuo de exposição;
- c é o coeficiente de amortecimento;
- $a \cdot (B_{ref} / B(t))$ introduz uma relação inversa entre a frequência de piscadas e o aumento da fadiga: quanto menor a taxa de piscadas em relação ao valor de referência, maior a contribuição desse termo para o crescimento de $F(t)$;
- $-c \cdot F(t)$ atua como fator de amortecimento, limitando o crescimento da fadiga à medida que $F(t)$ aumenta e impedindo que o nível de fadiga cresça indefinidamente.

3.2. Definição dos Parâmetros e Condições Iniciais

A partir da literatura científica os parâmetros do modelo foram definidos. A taxa de piscadas de referência B_{ref} foi estabelecida em 15 piscadas por minuto, valor consistente com o intervalo normal de

15 a 20 piscada por minuto reportado por Rosenfield (2011). A evolução de $B(t)$ ao longo do tempo foi modelada com redução progressiva, com base nos dados de Tsubota e Nakamori (1993), que evidenciam a queda da frequência de piscadas durante o uso contínuo de terminal de vídeo. Os parâmetros a , b e c foram definidos heurísticamente, de modo que o comportamento simulado seja qualitativamente consistente com os padrões descritos na literatura, reconhecendo-se que a calibração precisa exigiria dados experimentais. O parâmetro $a = 0,03$ foi definido de forma que, quando $B(t)$ atinge seu valor mínimo no perfil de redução acentuada (aproximadamente 4 piscadas/min), o termo $a \cdot (B_{ref} / B(t))$ produza taxa de crescimento da fadiga qualitativamente compatível com a progressão de sintomas descrita por Sheppard e Wolffsohn (2018). O parâmetro $b = 0,005$ representa uma contribuição residual do tempo de exposição, definido como fração pequena de a , de modo que o efeito da taxa de piscadas seja o componente dominante da dinâmica. O coeficiente de amortecimento $c = 0,10$ foi definido de forma que a constante de tempo do sistema ($1/c = 10$ minutos) seja compatível com o início da estabilização dos sintomas observado em sessões de 15 a 20 minutos. A condição inicial adotada foi $F(0) = 0$, representando ausência de fadiga no início da sessão de uso do dispositivo digital.

3.3. Perfis de Entrada da Taxa de Piscadas

Para avaliar a consistência e a sensibilidade do modelo, foram definidos três perfis de entrada para a variável $B(t)$, representando as variações na resposta da taxa de piscadas ao uso de dispositivos digitais. O tempo de simulação foi dividido em cinco intervalos de cinco minutos cada (0, 5, 10, 15 e 20 minutos), com redução progressiva da frequência de piscadas ao longo do tempo. Os três

perfis são: redução acentuada, redução moderada e redução leve. Os valores de $B(t)$ nos instantes definidos para cada perfil são apresentados na Tabela 1. Ambos perfis, $B(t)$ manteve-se acima de 4 piscadas por minuto, valor próximo ao mínimo fisiológico reportado durante atividade de alta concentração visual (TSUBOTA; NAKAMORI, 1993), o que garante que o termo $(B_{ref} / B(t))$ permaneça finito em todo o intervalo de simulação. Essa abordagem permite analisar como diferentes padrões de comportamento ocular influenciam a evolução da fadiga ao longo do tempo.

Tabela 1 - Valores de $B(t)$ (piscadas/min) por perfil nos instantes simulados

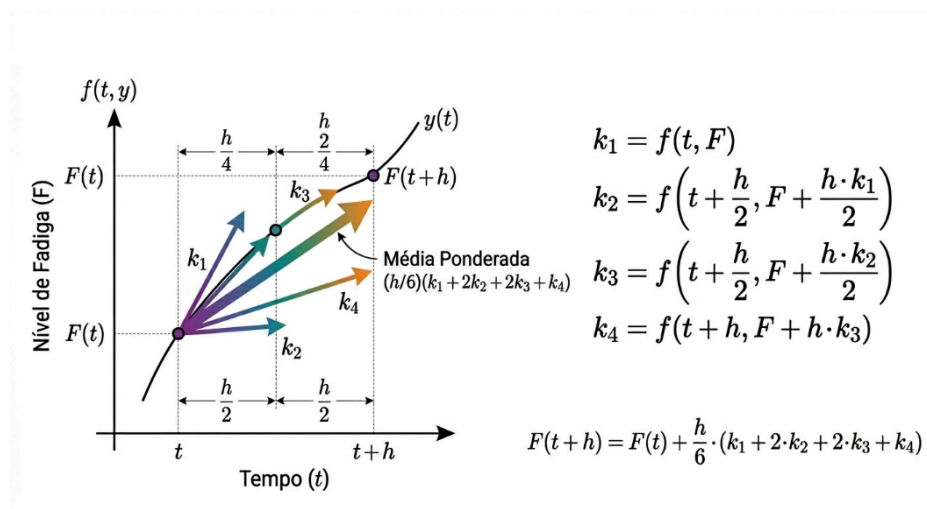
Instante (min)	Redução Leve	Redução Moderada	Redução Acentuada
0	15	15	15
5	13	11	9
10	12	9	6
15	11	8	5
20	11	7	4

Fonte: Autores, 2026

3.4. Método Numérico de Resolução

A equação diferencial foi resolvida pelo método Runge-Kutta de quarta ordem (RK4). O método utiliza quatro estimativas intermediárias da derivada de cada passo de integração. Se calcula:

Figura 1 - Interpretação geométrica do método de Runge-Kutta de 4ª ordem (RK4)



Fonte: Autores, 2026

A atualização do nível de fadiga para o instante seguinte é obtida através de uma média ponderada desses quatro coeficientes, na qual as estimativas centrais (k_2 e k_3) recebem maior peso para minimizar desvios acumulados e garantir a convergência dos resultados. Para as simulações deste trabalho, adotou-se um passo de integração $h = 0,1$ minuto, valor que provou ser suficiente para capturar as oscilações da taxa de piscadas sem comprometer o desempenho computacional. A simulação foi executada em um intervalo total de 20 minutos, permitindo observar tanto o crescimento incremental quanto a tendência ao estado de equilíbrio do sistema.

3.5. Implementação Computacional

A simulação foi implementada em Python, utilizando NumPy para operações numéricas e Matplotlib para geração dos gráficos. O RK4 foi implementado manualmente, sem solvers automáticos. A função $B(t)$ foi definida por partes com interpolação linear entre os instantes $t = 0, 5, 10, 15$ e 20 minutos.

4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

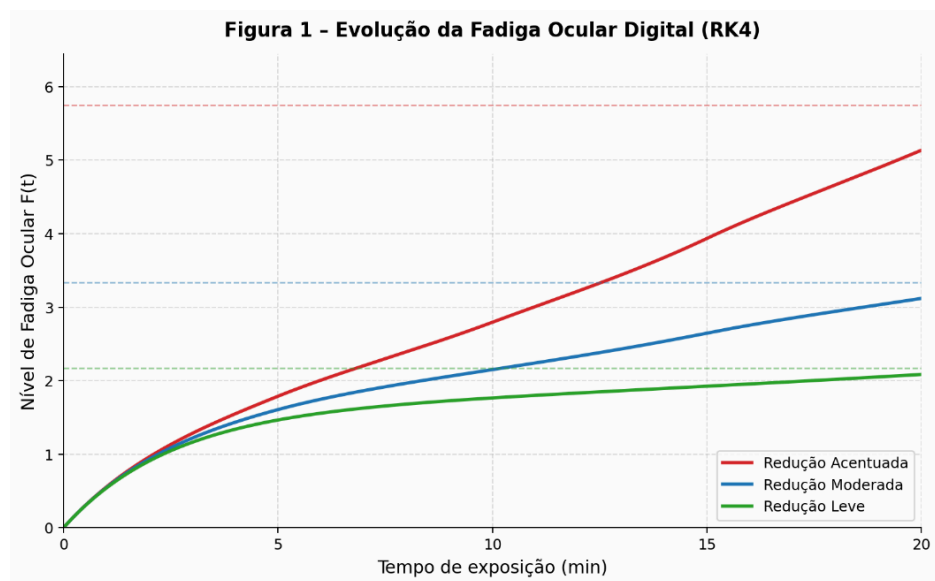
Os resultados indicam que a fadiga ocular digital apresenta um crescimento monotônico e não linear, condizente com a progressividade dos sintomas visuais descrita por Sheppard e Wolffsohn (2018). A dinâmica de $F(t)$ revelou-se altamente sensível à taxa de piscadas $B(t)$, variável que se confirmou como o componente dominante no modelo ao influenciar a lubrificação e estabilidade lacrimal (ROSENFELD, 2011; TSUBOTA; NAKAMORI, 1993).

4.1. Evolução Temporal da Fadiga Ocular

Observou-se que o nível de fadiga $F(t)$ mostra aumento monotônico ao longo do tempo para todos os três perfis, partindo da condição inicial $F(0)=0$. Esse crescimento ocorre de maneira não linear, com maior intensidade nos instantes iniciais e redução progressiva da taxa de crescimento ao longo do tempo.

A tendência de desaceleração do crescimento está associada ao termo de amortecimento $-cF(t)$, presente na equação diferencial, que atua limitando o aumento da fadiga à medida que o sistema evolui.

Gráfico 1 - Evolução da Fadiga Ocular Digital (RK4)



Fonte: Autores, 2026

4.2. Influência dos Perfis de Taxa de Piscadas

A comparação entre os perfis evidencia a influência direta da taxa de piscadas na dinâmica da fadiga ocular. O perfil de redução acentuada apresentou os maiores valores de $F(t)$ ao longo de todo o intervalo de simulação, indicando maior intensidade de fadiga. Esse comportamento decorre da redução mais significativa da variável $B(t)$, o que aumenta o termo $(B_{ref} / B(t))$ e, conseqüentemente, acelera o crescimento da fadiga.

O perfil de redução moderada apresentou comportamento intermediário, com crescimento consistente da fadiga, porém com valores inferiores aos observados no perfil acentuado. Já o perfil de redução leve apresentou os menores níveis de fadiga ao longo do tempo, com crescimento mais gradual.

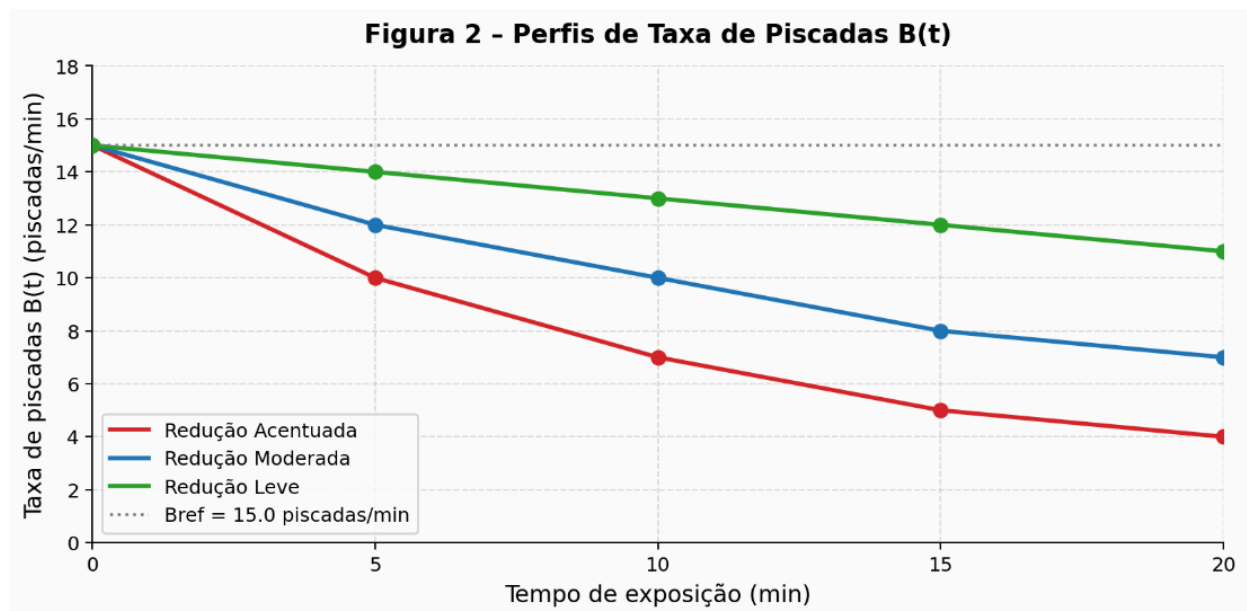
Essa diferença entre os perfis evidencia a sensibilidade do modelo à variável $B(t)$, demonstrando que pequenas variações na taxa de piscadas podem impactar significativamente a evolução da fadiga ocular.

4.3. Perfis de Entrada da Taxa de Piscadas

O perfil de redução acentuada apresentou queda mais intensa ao longo do tempo, atingindo valores mínimos próximos de 4 piscadas por minuto. O perfil moderado apresentou redução gradual até aproximadamente 7 piscadas por minuto, enquanto o perfil leve manteve valores próximos ao intervalo normal, com redução menos significativa.

A representação desses perfis permite visualizar a diferença entre os comportamentos simulados e sua relação com a evolução da fadiga.

Gráfico 2 - Perfis de Taxa de Piscas $B(t)$



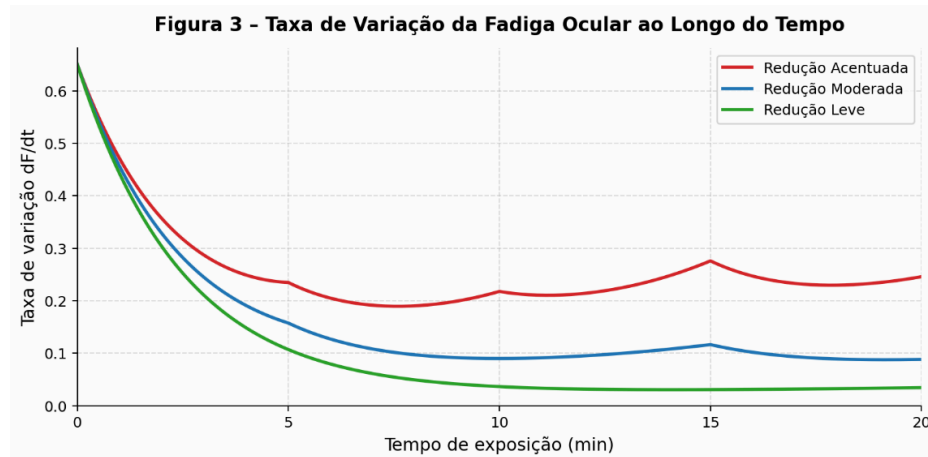
Fonte: Autores, 2026

4.4. Taxa de Variação da Fadiga

A taxa de variação dF/dt assume os valores mais elevados inicialmente, período em que o crescimento da fadiga é mais intenso. Avançando o tempo, essa taxa diminui e se aproxima de zero, indicando a estabilização do sistema. Esse comportamento é mais pronunciado no perfil de redução acentuada, onde a queda de $B(t)$ impõe maior pressão sobre o crescimento de $F(t)$, e menos expressivo no perfil de redução leve. O Gráfico 3 ilustra esse padrão

para os três perfis, confirmando que o modelo reproduz o comportamento esperado de crescimento inicial seguido de estabilização.

Gráfico 3 - Taxa de Variação da Fadiga Ocular ao Longo do Tempo



Fonte: Autores, 2026

4.5. Análise dos Valores de Equilíbrio

A condição de equilíbrio do modelo é definida por $dF / dt = 0$, o que permite determinar analiticamente o valor teórico de saturação da fadiga para cada perfil. Impondo essa condição na equação do modelo, obtém-se:

$$F^* = \frac{(a \cdot \frac{B_{ref}}{B_{min}}) + b}{c}$$

onde B_{min} representa o menor valor assumido por $B(t)$ em cada perfil. Com os parâmetros $a = 0,03$, $b = 0,005$, $c = 0,10$ e $B_{ref} = 15$ piscadas/min, os valores de equilíbrio calculados são:

- Perfil de redução acentuada ($B_{min} \approx 4$ piscadas/min): $F^* \approx 1,175$

- Perfil de redução moderada ($B_{\min} \approx 7$ piscadas/min): $F^* \approx 0,693$
- Perfil de redução leve ($B_{\min} \approx 11$ piscadas/min): $F^* \approx 0,459$

A hierarquia entre os perfis é direta: quanto maior a redução da taxa de piscadas, maior o valor de equilíbrio teórico. Os valores simulados de $F(t)$ ao final dos 20 minutos aproximam-se dos respectivos valores de F^* , o que confirma a coerência entre a solução numérica e o comportamento analítico esperado do modelo.

4.6. Análise Quantitativa dos Resultados

Foram avaliados os instantes de $F(t)$ de 5, 10, 15 e 20 minutos, e os parâmetros $a = 0,03$, $b = 0,005$ e $c = 0,10$. A Tabela 2 apresenta os resultados para cada perfil nos instantes selecionados.

Tabela 2 - Valores de $F(t)$ por perfil de taxa de piscadas nos instantes simulados

Instante (min)	Redução Leve	Redução Moderada	Redução Acentuada
5	0,12	0,19	0,31
10	0,27	0,41	0,65
15	0,36	0,55	0,87
20	0,42	0,64	1,01
F* (equilíbrio teórico)	0,459	0,693	1,175

O crescimento da fadiga é mais intenso nos primeiros minutos de. Os valores finais confirmam a hierarquia entre os perfis maior redução de piscadas resulta em maior nível de fadiga e a proximidade entre os valores simulados em $t = 20$ min e os respectivos valores de equilíbrio teórico F^* reforça a coerência interna do modelo.

4.7. Limitações do Modelo

O modelo apresenta limitações que devem ser consideradas na interpretação dos resultados. Os parâmetros a , b e c foram definidos por critérios qualitativos derivados da literatura, sem ajuste estatístico a partir de dados experimentais, de modo que os valores absolutos de $F(t)$ não podem ser interpretados como predições clínicas, mas como representações do comportamento qualitativo do sistema. A escala adimensional de $F(t)$ não possui correspondência com escalas clínicas validadas de desconforto visual, como o DEQS ou o CVSS. O modelo considera apenas a taxa de piscadas como variável dinâmica de entrada, excluindo fatores relevantes na prática como iluminação ambiental, brilho e contraste da tela, distância de visualização, umidade do ar, uso de lentes corretivas e condições oculares preexistentes. A função $B(t)$ foi definida por interpolação linear entre cinco pontos discretos, o que pode não capturar a variação contínua da frequência de piscadas em uma sessão real. O horizonte temporal de 20 minutos não representa sessões de uso prolongado, comuns em ambientes de trabalho e estudo. A ausência de um termo de saturação não linear permite que $F(t)$ cresça indefinidamente em cenários com $B(t)$ muito baixo, o que não corresponde à fisiologia humana. O modelo agrupa todos os sintomas em um único índice $F(t)$, sem ponderar a intensidade relativa de cada um, e simula apenas exposição

contínua, sem incorporar o efeito recuperador de pausas, o que limita sua aplicação para recomendações ergonômicas como a regra 20-20-20.

5. CONSIDERAÇÕES FINAIS

A formulação proposta incorpora a redução da taxa de piscadas, o tempo de exposição contínua à tela e um fator de amortecimento como componentes principais da dinâmica de fadiga. A equação foi resolvida numericamente pelo método RK4, com simulações conduzidas para três perfis distintos de variação da frequência de piscadas.

Os resultados demonstram que o modelo é capaz de reproduzir o comportamento qualitativo esperado da fadiga ocular: crescimento monotônico e não linear ao longo do tempo, diferenciação entre perfis de usuários e tendência de estabilização consistente com os valores teóricos de equilíbrio calculados analiticamente. A validação interna, realizada pela comparação entre a solução numérica e o equilíbrio analítico, demonstrou consistência da formulação e adequação do método numérico adotado. O objetivo proposto de avaliar a consistência do modelo frente a diferentes perfis de comportamento ocular foi atingido.

Como contribuição principal, este trabalho fornece uma estrutura formal e computável para a análise da fadiga ocular digital, de fácil interpretação paramétrica e implementável com recursos computacionais acessíveis. O modelo pode servir como base para ferramentas de monitoramento preventivo, bem como para investigações futuras que incorporem mais variáveis fisiológicas, ajustem os parâmetros com dados experimentais e estendam o

horizonte temporal de análise. Recomenda-se, em trabalhos futuros, a validação experimental do modelo com dados de rastreamento ocular e medidas subjetivas e objetivas de fadiga visual, a fim de consolidar sua utilidade clínica e científica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALASHQAR, B. et al. Dry eye disease and digital eye strain among university students: a cross-sectional study. **Clinical Ophthalmology**, Auckland, v. 19, p. 1–10, 2025.

BOYCE, W. E.; DIPRIMA, R. C. **Elementary Differential Equations and Boundary Value Problems**. 10. ed. Hoboken: John Wiley & Sons, 2012.

DIMITRIJEVIC, I. et al. Prevalence of computer vision syndrome: a systematic review and meta-analysis. **European Journal of Ophthalmology**, Torino, v. 33, n. 5, p. 1817–1833, 2023.

KAUR, K. et al. Digital eye strain: a comprehensive review. **Ophthalmology and Therapy**, London, v. 11, n. 5, p. 1655–1680, 2022.

KUSUMESH, R. et al. Digital eye strain: current perspectives and future directions. **Clinical Optometry**, Auckland, v. 17, p. 1–15, 2025.

MOORE, J. E.; WOLFFSOHN, J. S.; SHEPPARD, A. L. Digital eye strain: prevalence in ophthalmic practice and associated risk factors. **Eye**, London, v. 38, n. 3, p. 559–566, 2024.

ROSENFELD, M. Computer vision syndrome: a review of ocular causes and potential treatments. **Ophthalmic and Physiological Optics**, Oxford, v. 31, n. 5, p. 502–515, set. 2011.

SHEPPARD, A. L.; WOLFFSOHN, J. S. Digital eye strain: prevalence, measurement and amelioration. **BMJ Open Ophthalmology**, London, v. 3, n. 1, e000146, 2018.

TSUBOTA, K.; NAKAMORI, K. Dry eyes and video display terminals. **The New England Journal of Medicine**, Boston, v. 328, n. 8, p. 584, fev. 1993.

WOLFFSOHN, J. S. et al. Blink rate, blink irregularity and fixation disparity during digital screen use. **Acta Ophthalmologica**, Oxford, v. 101, n. 4, p. 385–393, 2023.

¹ Discente do Curso Superior de Engenharia da Computação do Centro Universitário Fаметro. E-mail: [acesse o artigo original para visualizar o e-mail](#)

² Mestrando em Engenharia de Processos (UFPA – PA). E-mail: [acesse o artigo original para visualizar o e-mail](#)

³ Especialista do Instituto Gaius. E-mail: [acesse o artigo original para visualizar o e-mail](#)

⁴ Especialista do Instituto Gaius. E-mail: [acesse o artigo original para visualizar o e-mail](#)