

Otimização de Termos Fontes em Modelos de Biotransferência de Calor em Cirurgias Oftalmológicas a Laser

C.F.L. DE SOUZA¹, M.V.C. DE SOUZA², M.J. COLAÇO³,
A.B. CALDEIRA^{4*} e F. SCOFANO NETO⁵

Recebido em 25 janeiro 2012 / Aceito em 26 abril 2013

RESUMO. As cirurgias oftalmológicas a laser são procedimentos que precisam ser conduzidos com elevada precisão. Nestas cirurgias o laser atua como uma fonte de calor, aquecendo e lesionando o tecido. Este processo de biotransferência de calor é um fenômeno importante, posto que o aquecimento indesejado de regiões adjacentes ao tecido operado pode danificar tecidos saudáveis. O presente trabalho objetiva otimizar a irradiância do laser a fim de permitir a execução da cirurgia de termoceratoplastia, minimizando os danos colaterais. O modelo físico-matemático da transferência de calor em tecidos é baseado na equação de Pennes. A solução numérica é obtida pelo método de volumes finitos. A lesão térmica do tecido é quantificada por uma função dano. O feixe do laser estudado é do tipo Gaussiano e sua atenuação obedece a Lei de Beer-Lambert. Três intervalos de tempo distintos de aplicação do laser são avaliados, considerando uma fonte de calor constante. Os métodos de Evolução Diferenciada e de Enxame de Partículas são utilizados na otimização do laser. O desempenho de cada método é analisado para diferentes perfis de aceitabilidade de dano térmico.

Palavras-chave: otimização 1, métodos heurísticos 2, equação de Pennes 3.

1 INTRODUÇÃO

O processo de biotransferência de calor durante uma cirurgia oftalmológica a laser é um fenômeno complexo, envolvendo condução, convecção, radiação, evaporação, aquecimento metabólico e mudanças de fases. Neste processo, o laser atua como uma fonte externa de calor. A aplicação do laser deve promover um aumento controlado da temperatura ocular, mantendo a temperatura da superfície da córnea entre 65 a 85°C de modo a obter o encolhimento máximo desta região.

*Autor correspondente: Aldélio Bueno Caldeira

¹Doutoranda do Programa de Engenharia Mecânica, COPPE – UFRJ. E-mail: karol.lobes@gmail.com

²Doutorando do Programa de Engenharia Mecânica, COPPE – UFRJ. E-mail: marcus.costa@gmail.com

³Orientador do Programa de Engenharia Mecânica, Politécnica/COPPE, UFRJ – Universidade Federal do Rio de Janeiro, Cx. Postal 68503, 21941-972 Rio de Janeiro, RJ, Brasil. E-mail: colaco@poli.ufrj.br

⁴Orientador do Programa de Engenharia Mecânica, Instituto Militar de Engenharia, Pç. Gen. Tibúrcio, 80, 22290-270 Rio de Janeiro, RJ, Brasil. E-mail: aldelio@ime.eb.br

⁵Co-orientador do Programa de Engenharia Mecânica, Instituto Militar de Engenharia, Pç. Gen. Tibúrcio, 80, 22290-270 Rio de Janeiro, RJ, Brasil. E-mail: scofano@ime.eb.br

Por outro lado, as camadas sub-superficiais da córnea não devem atingir a temperatura de 65°C a fim de evitar o lesionamento das mesmas [5].

Pennes [9] propôs um modelo matemático para os processos de biotransferência de calor, incorporando na equação do calor termos representativos dos efeitos do metabolismo, da perfusão sanguínea e de fontes externas de calor. Este modelo foi utilizado na simulação de cirurgias oftalmológicas a laser [1, 8]. Soluções numéricas foram obtidas pelo método dos volumes finitos [1] e pelo método dos elementos de contorno [8]. Ooi et al. [8] avaliou as mudanças de temperatura na córnea durante uma cirurgia refrativa a laser pulsado e a laser contínuo, cujo perfil do feixe laser era do tipo Gaussiano e sua atenuação no meio intraocular seguia a Lei de Beer-Lambert [6].

O presente trabalho objetiva otimizar a irradiância do laser a fim de permitir a execução de cirurgia oftalmológica de termoceratoplastia, minimizando os danos colaterais. O modelo físico-matemático da transferência de calor em tecidos é baseado na equação de Pennes, e é apresentado na seção 2. Na seção 3, a solução numérica do modelo matemático é obtida pelo método de volumes finitos. A lesão térmica do tecido é quantificada por uma função dano. O feixe do laser estudado é do tipo Gaussiano e sua atenuação obedece a Lei de Beer-Lambert. Três intervalos de tempo distintos de aplicação do laser são avaliados, considerando uma fonte de calor constante. Os métodos de Evolução Diferenciada e de Enxame de Partículas são utilizados na otimização do laser, cujos resultados são reportados na seção 4. O desempenho de cada método é analisado para diferentes perfis de aceitabilidade de dano térmico.

2 MODELO FÍSICO-MATEMÁTICO

O modelo físico-matemático da biotransferência de calor é baseado na equação de Pennes [9]. Nesta equação, o laser é modelado como um termo fonte. O domínio é unidimensional e multicamadas, sendo as propriedades termofísicas constantes em cada camada de tecido [8]. Assim, a estrutura intraocular é modelada com cinco camadas: córnea, humor aquoso, lentes (pupila, cristalino e íris), humor vítreo e esclera (agrega coróide e retina), conforme representado na Figura 1. Cada camada é suposta homogênea e termicamente isotrópica. As dimensões de cada camada identificada na Figura 1 e as propriedades termofísicas: condutividade térmica, k , massa específica, ρ , e calor específico, c , são apresentadas na Tabela 1 [8]. O modelo proposto neste trabalho considera o processo de biotransferência de calor unidimensional e transiente, em um meio composto, adotando um sistema de coordenadas retangulares, pois o raio da córnea é muito maior que a espessura deste tecido. Ademais, o calor fornecido pelo laser é absorvido somente na córnea, onde mais de 95% desta energia é absorvida [8]. O percentual restante é refletido pela superfície da córnea. O perfil do feixe de laser é do tipo Gaussiano e sua atenuação no meio intraocular segue a Lei de Beer-Lambert [6, 8]. A perfusão sanguínea não é considerada frente à magnitude do calor proveniente do laser e também devido ao fato dos tecidos em estudo possuírem baixa perfusão.



Figura 1: Camadas do tecido da estrutura intraocular.

Tabela 1: Dimensões e Propriedades térmicas de cada camada do tecido da estrutura intraocular [8].

Camada	Espessura (e) [mm]	Condutividade térmica (k) [Wm ⁻¹ K ⁻¹]	Massa específica (ρ) [kg m ⁻³]	Calor específico (c) [Jkg ⁻¹ K ⁻¹]
1. Córnea	0,6	0,58	1050	4178
2. Humor aquoso	3	0,58	996	3997
3. Lentes	4	0,40	1050	3000
4. Humor vítreo	15	0,60	1000	4178
5. Esclera	0,1	1,00	1100	3180

Tabela 2: Parâmetros do modelo matemático [8].

Parâmetro	Símbolo	Valor	Dimensão
Temperatura do sangue	T_{bl}	37	°C
Temperatura do ambiente	T_{∞}	25	°C
Coefficiente de convecção do sangue	h_{bl}	65	W m ⁻² K ⁻¹
Coefficiente de convecção do ambiente	h_{∞}	10	W m ⁻² K ⁻¹
Taxa de evaporação	E_{vap}	40	W m ⁻²
Emissividade da córnea	ϵ	0,975	–
Constante de Stefan-Boltzman	σ	$5,67 \times 10^{-8}$	W m ⁻² K ⁻⁴
Refletância de Fresnel	F	0,024	–
Coefficiente de absorção do laser	μ	1900	–

A equação de biotransferência de calor assume a forma da Eq. (2.1), sendo o termo fonte expresso pelas Eqs. (2.2) e (2.3). As condições de contorno são escritas nas equações (2.4) e (2.5). Nestas equações, o subscrito i está relacionado a cada uma das camadas de tecido apresentadas na Figura 1. Portanto, o laser atua apenas na córnea, onde i é igual a um. As camadas subsequentes são identificadas, respectivamente, por $i = 2$ (humor aquoso), $i = 3$ (lentes), $i = 4$ (humor vítreo) e $i = 5$ (esclera). No termo fonte, E_0 é a irradiância e os demais parâmetros do modelo são definidos e quantificados na Tabela 2. O modelo tem como variável dependente a temperatura, T , e como variáveis independentes o tempo, t , e a posição no tecido, x . A origem da coordenada, x , está ilustrada na Figura 1 e coincide com a superfície externa da córnea.

$$\rho_i c_i \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(k_i \frac{\partial T}{\partial x} \right) + S_i, \quad 0 < x < L, \quad t > 0 \quad (2.1)$$

$$S_i = \begin{cases} \phi(t)\mu(1 - F)E_0 e^{-\mu x}, & i = 1 \\ 0, & i \neq 1 \end{cases} \quad (2.2)$$

$$\phi(t) = \begin{cases} 0, & \text{se o laser está desligado} \\ 1, & \text{se o laser está ligado} \end{cases} \quad (2.3)$$

$$k_1 \frac{\partial T}{\partial x} = h_{\infty}(T_1 - T_{\infty}) + \epsilon\sigma(T^4 - T_{\infty}^4) + E_{vap}, \quad x = 0, \quad t > 0 \quad (2.4)$$

$$-k_5 \frac{\partial T}{\partial x} = h_{bl}(T_5 - T_{bl}), \quad x = L, \quad t > 0 \quad (2.5)$$

A condição inicial é obtida a partir da solução em regime permanente das Equações (2.1) a (2.5) sem termo fonte. Ou seja, a condição inicial representa a condição normal de biotransferência de calor no tecido antes da aplicação do laser.

3 SOLUÇÃO NUMÉRICA

As soluções numéricas para os problemas de biotransferência de calor, multicamadas, em regime permanente, que correspondem à condição inicial, e a transiente foram obtidas por meio da aplicação do método dos volumes finitos. A função de interpolação usada foi a de diferenças centrais, com uma discretização totalmente implícita e as condições de contorno foram aplicadas segundo a técnica de meio-volume na fronteira [7].

A análise de convergência de malha foi conduzida visando identificar a discretização espacial e temporal que fornecessem soluções com erro relativo adequado. Isto é, com erro suficientemente pequeno de modo a não prejudicar o processo de otimização, porém com custo computacional viável tendo em vista a necessidade de resolver várias vezes o problema proposto durante a otimização da irradiância do laser. A partir desta análise foi escolhida a malha com 500, 100, 100, 200 e 300 volumes, respectivamente, na córnea, humor aquoso, lentes, humor vítreo e esclera. O intervalo de tempo considerado adequado foi $\Delta t = 0,01$ s. Estas escolhas foram baseadas no fato de que soluções obtidas com o dobro de volumes em relação à malha selecionada e com Δt dez vezes menor que o Δt selecionado conduziram a resultados com discrepância relativa máxima inferior a 0,04%. O tempo computacional foi avaliado para Δt igual a 1×10^{-1} , 1×10^{-2} e 1×10^{-3} s correspondendo, respectivamente, a 0,3, 3,3 e 34,1 minutos de processamento.

A fim de verificar a qualidade da solução numérica, os resultados obtidos foram confrontados com os encontrados por Mainster [6], o qual considerou um laser, cujos parâmetros estão listados na Tabela 3, e um domínio semi-infinito. Esta abordagem é viável, porque a dimensão da córnea (0,6 mm) é muito menor que a dimensão do olho (22,7 mm). Assim, os resultados apresentados na Figura 2 mostram que a solução numérica proposta está consistente com a referência [6].

Tabela 3: Parâmetros do laser [6].

Diâmetro do feixe de laser [mm]	Potência [W]	Tempo [s]	Coefficiente de absorção do laser [cm ⁻¹]
3	0,31	1	190
3	1,06	0,1	190

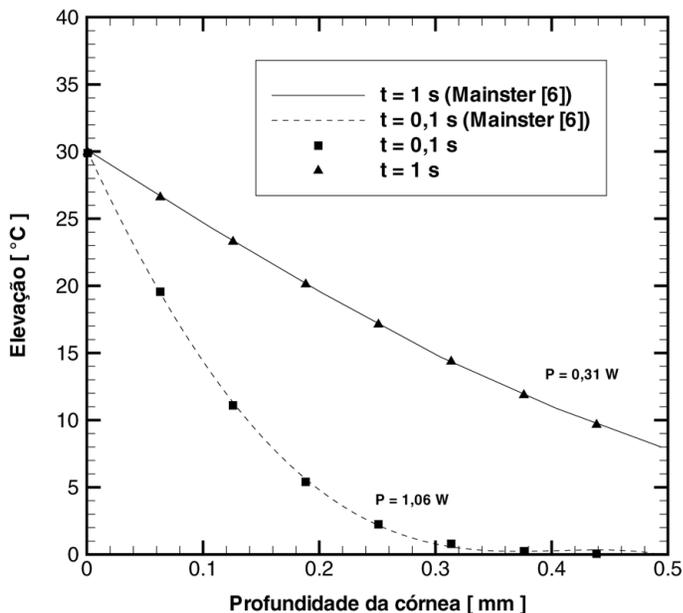


Figura 2: Verificação da solução numérica [6].

4 OTIMIZAÇÃO DA IRRADIÂNCIA

O procedimento de otimização consiste na minimização de uma função objetivo. Neste sentido, o presente trabalho propõe a utilização de uma função objetivo que considere o dano térmico ao tecido de forma a otimizar a irradiância do laser, permitindo a cirurgia, porém minimizando os efeitos colaterais. Isto é, minimizando as lesões em camadas mais profundas da córnea.

Henriques e Moritz [3] foram os pioneiros em quantificar a lesão em tecido orgânico causada por uma fonte externa geradora de calor. Postularam e testaram uma equação adimensional, Eq. (4.1), baseada na equação de Arrhenius, a fim de quantificar o dano térmico acumulado

$$\Omega(x, t) = \int_{t_i}^{t_f} B \exp\left(-\frac{E}{RT(x, t)}\right) dt \quad (4.1)$$

em que B é um fator pré-exponencial (mede a frequência de colisão molecular); E é a energia de ativação para a reação, R é a constante universal dos gases; T é a temperatura; t_i é o tempo inicial de exposição ao calor; t_f é o tempo em que o dano térmico é avaliado. Na Eq. (4.1) são adotados os valores $B = 10^{44} s^{-1}$, $E = 7 \times 10^4 J mol^{-1}$ e $R = 2 J mol^{-1} K^{-1}$ da referência [3].

Para queimaduras na pele os valores da função dano equivalentes a 0,53, 1 e 1×10^4 são referentes a queimaduras de primeiro, segundo e terceiro grau respectivamente [10]. As definições médicas quanto à gravidade das queimaduras são menos quantitativas estabelecendo primeiro grau para epiderme, segundo grau para derme e terceiro grau para tecidos subcutâneos.

Uma proposta deste trabalho é utilizar a função dano apresentada na Eq. (4.1) na geração da função objetivo para o problema de otimização da irradiância do laser. Assim, propõe-se como

função objetivo (ou funcional), \bar{F} , a soma das diferenças quadráticas entre a função dano calculada, Ω_{calc} , e uma função dano ideal, Ω_{ideal} , a qual é descrita na Eq. (4.2). Logo, a otimização minimizará a diferença quadrática entre as funções Ω_{calc} e Ω_{ideal} , ajustando os parâmetros do laser. Na Eq. (4.2) a função dano é avaliada no centro dos N volumes finitos da solução numérica do problema de biotransferência de calor, na córnea, partindo da posição x_0 , na superfície da córnea até o fim da córnea em x_N .

$$\bar{F} = \sum_{x_0}^{x_N} [\Omega_{calc}(x) - \Omega_{ideal}(x)]^2 \quad (4.2)$$

A função Ω_{ideal} deve garantir o dano na superfície da córnea e evitar danos nas camadas mais profundas da córnea. Desta forma, foi considerado que ocorre dano aos tecidos para valores de Ω maiores que 0,5, enquanto que para valores menores ou iguais a 0,5 o tecido não é lesionado. Contudo, a temperatura não deve superar 65°C nas camadas subsuperficiais da córnea e deve manter-se na faixa de 65 a 85°C na superfície da córnea, para obter o encolhimento máximo [5]. Portanto, dois critérios devem ser observados para o sucesso da cirurgia: o dano térmico e a temperatura na superfície da córnea.

Duas funções dano ideais são propostas neste trabalho. A primeira função dano ideal é apresentada na Eq. (4.3) e admite que 50% da espessura da córnea sofre dano térmico. Ou seja, 50% da espessura da córnea pode atingir valores da função dano maiores que 0,5.

$$\Omega_{50\%}(x) = 1,5 \exp\left(-\frac{1831020481}{5 \times 10^5} x\right) \quad (4.3)$$

A função (4.4) admite que 75% da espessura da córnea seja lesionada.

$$\Omega_{75\%}(x) = 1,5 \exp\left(-\frac{2441360641}{1 \times 10^6} x\right) \quad (4.4)$$

Os métodos de otimização Evolução Diferenciada e Enxame de Partículas, empregados neste trabalho, são classificados como heurísticos e não exigem o cálculo do gradiente da função objetivo no procedimento de otimização [2].

A Evolução Diferenciada (ED) consiste na utilização dos mecanismos de evolução natural das espécies. Avalia-se cada indivíduo por meio da seleção, mutação e reprodução. Por meio de cruzamentos entre cada membro da população, origina-se uma nova geração, com indivíduos mais aptos, minimizando mais a função objetivo [2].

O Método Enxame de Partículas (EP) equilibra a individualidade, melhor posição da partícula, e a sociabilidade, melhor posição de todas as partículas, em uma população no processo de minimização da função objetivo. As partículas se movimentam a cada iteração, buscando uma melhor solução, ponderando individualidade e sociabilidade [4].

A irradiância (E_0) do laser é otimizada ao depositar energia continuamente no tecido por 10, 20 e 60 s. A variação da irradiância – densidade de fluxo de energia – é compreendida no intervalo de 0,01 a $4,42 \times 10^5 \text{ W m}^{-2}$.

Com os métodos heurísticos empregados, soluções são geradas com base no intervalo fornecido, a partir de populações com 20 ou com 60 indivíduos. Neste trabalho, a indicação do número de indivíduos da população será referenciada entre parênteses após as iniciais do método. Assim, $EP_{(20)}$ corresponde ao método do Enxame de Partículas com uma população formada por 20 indivíduos.

A condição de variação do parâmetro E_0 inferior a 10^{-10} Wm^{-2} por 50 iterações consecutivas ou a realização de 1000 iterações foi estabelecido como critério de parada.

A Tabela 4 apresenta os dados para a irradiância otimizada com a função dano ideal $\Omega_{50\%}$. A convergência da solução é obtida em todos os casos, sendo 69 o maior número de iterações. O Enxame de Partículas obteve menores resultados para a função objetivo que a Evolução Diferenciada, considerando todos os tempos de aplicação do laser e populações estudadas. A melhor solução ótima foi atingida pelo método $EP_{(60)}$ com o laser aplicado por 10 s. Ademais, a quantidade de indivíduos na população não influenciou a otimização da irradiância via método EP. Porém, o método ED apresentou melhores resultados com a população maior.

Tabela 4: Otimização da irradiância (E_0) com $\Omega_{50\%}$.

Método	Tempo [s]	Irradiância [Wm^{-2}]	Função objetivo (\bar{F})	Iterações
$ED_{(20)}$	10	$2,5793 \times 10^4$	25,576	53
	20	$2,1531 \times 10^4$	2,1972	56
	60	$9,1560 \times 10^3$	13,256	53
$ED_{(60)}$	10	$3,4429 \times 10^4$	1,3821	51
	20	$3,4429 \times 10^4$	1,3821	51
	60	$2,1225 \times 10^4$	9,3849	52
$EP_{(20)}$	10	$3,3934 \times 10^4$	0,4918	65
	20	$2,1136 \times 10^4$	0,8813	66
	60	$1,0218 \times 10^4$	3,0149	69
$EP_{(60)}$	10	$3,3934 \times 10^4$	0,4918	64
	20	$2,1136 \times 10^4$	0,8813	58
	60	$1,0218 \times 10^4$	3,0149	58

O perfil térmico ilustrado na Figura 3 corresponde à solução ótima da Tabela 4 obtida com o método $EP_{(60)}$ com laser aplicado por 10 s. Verifica-se, na Figura 3, que a temperatura máxima, em cada camada da córnea, ocorre ao término da aplicação do laser. Como desejado, atinge-se mais de 70°C , na superfície da córnea, e menos de 65°C a uma profundidade de 0,6 mm.

A Figura 4 mostra a evolução da função dano em diferentes pontos da córnea ao longo do tempo de aplicação do laser constante por 10 s para o caso com $EP_{(60)}$ e $\Omega_{50\%}$ da Tabela 4. Estes resultados revelam que ocorre dano térmico na superfície da córnea e em subcamadas. Porém, as regiões mais profundas não sofrem dano.

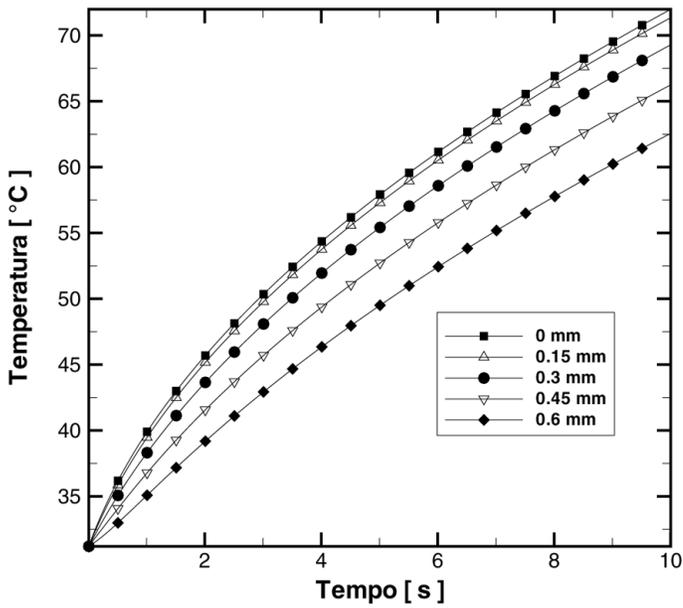


Figura 3: Temperatura em pontos da córnea com laser aplicado por 10 s – $EP_{(60)}$ e $\Omega_{50\%}$.

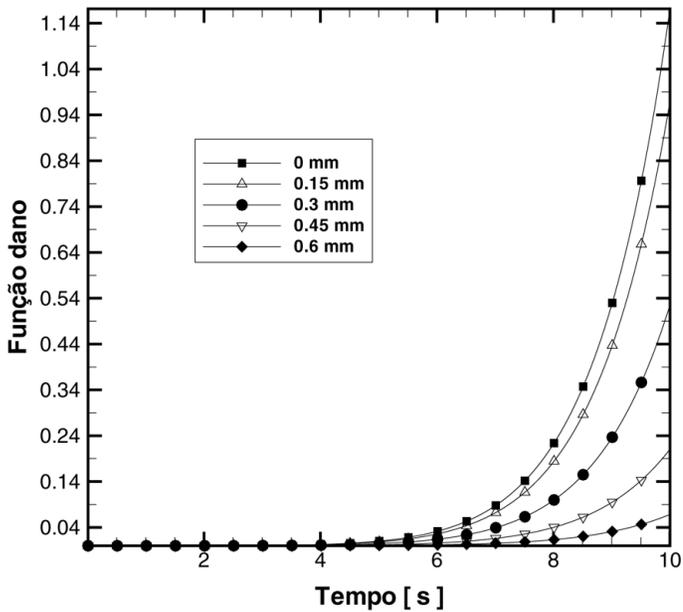


Figura 4: Dano térmico em pontos da córnea com laser aplicado por 10 s – $EP_{(60)}$ e $\Omega_{50\%}$.

Na Figura 5 observa-se que há diferenças significativas entre os valores de dano térmico obtidos para os intervalos de 10, 20 e 60 s. Portanto, como esperado, o tempo de aplicação do laser é uma variável relevante. A partir da Figura 5 pode-se afirmar que o dano térmico existe e ocorre até uma profundidade 50% da espessura da córnea com a irradiância otimizada pelo $EP_{(60)}$ em uma aplicação do laser de 10 s. Por outro lado, a cirurgia é inviabilizada com a aplicação do laser por 60 s, pois a função dano na superfície da córnea atinge valores inferiores a 0,5.

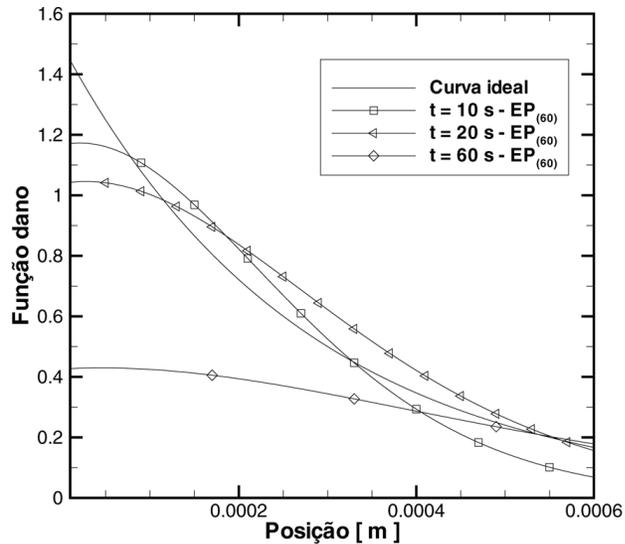


Figura 5: Dano térmico na córnea com $\Omega_{50\%}$.

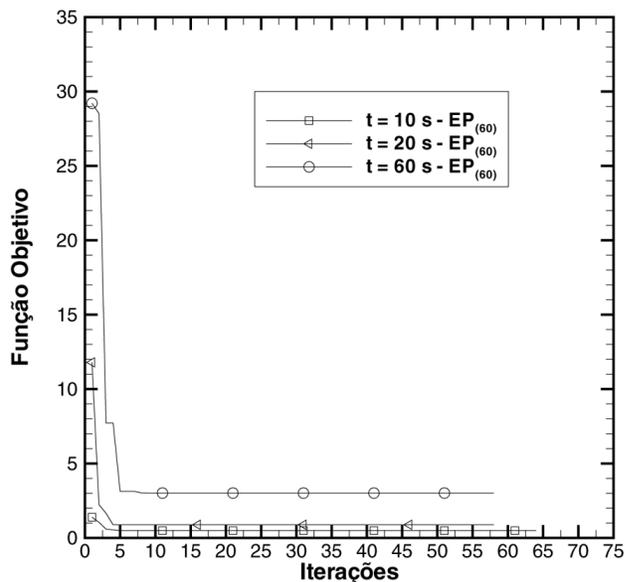


Figura 6: Evolução da função objetivo com $\Omega_{50\%}$.

Os resultados da Tabela 4 aliados aos ilustrados nas Figuras 3, 4 e 5 revelam o melhor desempenho do método $EP_{(60)}$ com aplicação do laser por 10 s. Este caso obteve menores valores da função objetivo e, conseqüentemente, aproximou mais a função dano calculada da função dano ideal, além de atingir temperaturas superiores a 70°C na superfície da córnea, atendendo aos critérios de viabilidade da cirurgia.

A evolução da função objetivo para o método $EP_{(60)}$ varia significativamente até aproximadamente a quinta iteração, conforme pode ser visualizado na Figura 6. Portanto, o critério de parada empregado é muito rigoroso.

Considerando como aceitável o dano térmico em 75% da espessura da córnea, ou seja, empregando a função $\Omega_{75\%}$. Os resultados expostos na Tabela 5 revelam que o método EP obteve soluções similares para diferentes populações, considerando um mesmo tempo de aplicação do laser. O mesmo pode ser observado para o método ED. O melhor valor ótimo para a irradiância foi alcançado pelo $EP_{(20)}$ com uma aplicação do laser por 20 s.

Tabela 5: Otimização da irradiância (E_0) com $\Omega_{75\%}$.

Método	Tempo [s]	Irradiância [Wm^{-2}]	Função Objetivo (\bar{F})	Iterações
$ED_{(20)}$	10	$3,4397 \times 10^4$	1,9150	51
	20	$2,1531 \times 10^4$	19,719	56
	60	$1,0490 \times 10^4$	1,1886	56
$ED_{(60)}$	10	$3,5128 \times 10^4$	4,3874	51
	20	$2,1427 \times 10^4$	64,608	51
	60	$1,0426 \times 10^4$	1,2146	51
$EP_{(20)}$	10	$3,4450 \times 10^4$	1,9028	63
	20	$2,1526 \times 10^4$	0,5509	61
	60	$1,0464 \times 10^4$	1,1657	63
$EP_{(60)}$	10	$3,4450 \times 10^4$	1,9028	60
	20	$2,1526 \times 10^4$	0,5509	62
	60	$1,0464 \times 10^4$	1,1657	63

A Figura 7 apresenta a evolução da temperatura para o método $EP_{(20)}$ com aplicação do laser por 20s. Como mencionado anteriormente, as temperaturas mais elevadas são atingidas no final da aplicação do laser. No entanto, vale ressaltar que a máxima temperatura encontra-se entre 65°C e 85°C . Logo, é possível ter o encolhimento da córnea. Em contrapartida, a temperatura do endotélio (camada mais interna) não excede 65°C . Assim, o tecido do endotélio não é danificado como pode ser observado na Figura 8, onde o valor da função dano é inferior a 0,5 para $x = 0,6$ mm.

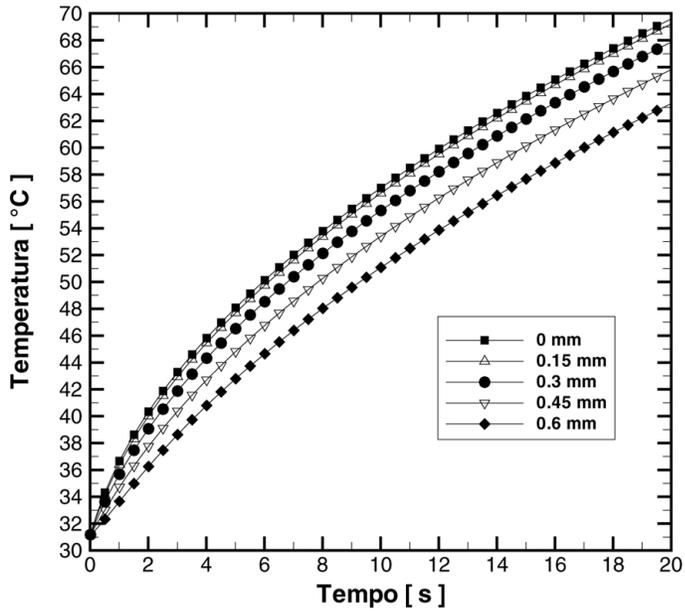


Figura 7: Temperatura em pontos da córnea com laser aplicado por 20 s – $EP_{(20)}$ e $\Omega_{75\%}$.

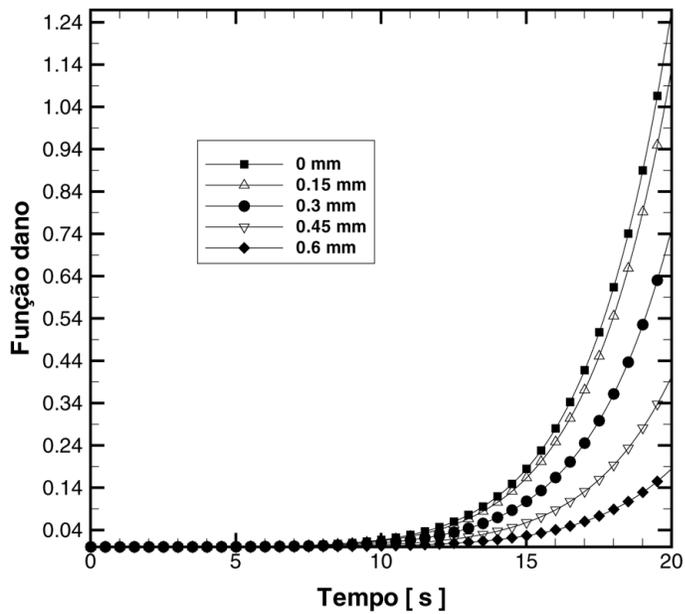


Figura 8: Dano térmico em pontos da córnea com laser aplicado por 20 s – $EP_{(20)}$ e $\Omega_{75\%}$.

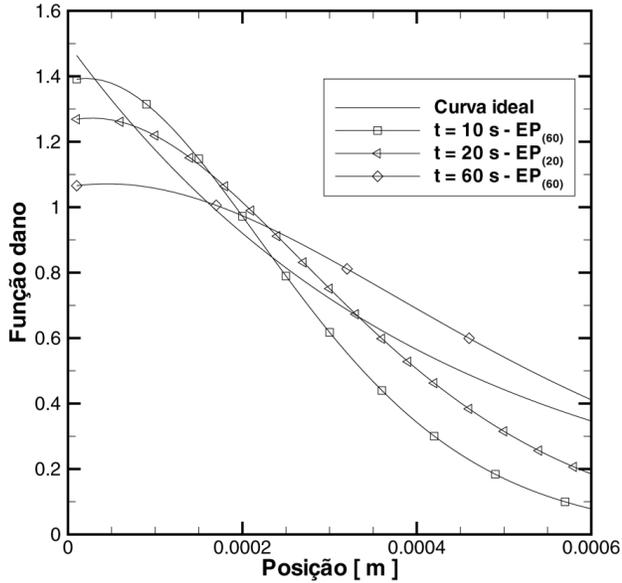


Figura 9: Dano térmico na córnea com $\Omega_{75\%}$.

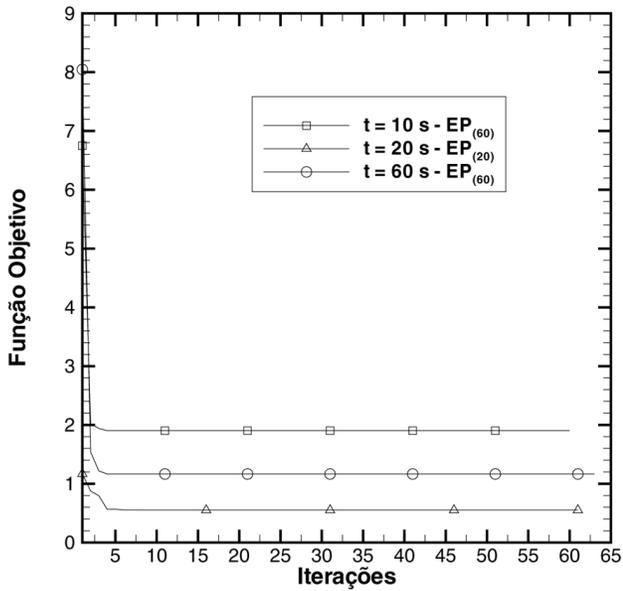


Figura 10: Evolução da função objetivo com $\Omega_{75\%}$.

As curvas obtidas para a função dano com as melhores soluções da Tabela 5 são expostas na Figura 9. Nesta figura, constata-se que para o procedimento de cirurgia a laser, a melhor solução foi obtida com EP⁽⁶⁰⁾ com aplicação do laser por 10 s. Esta solução obteve a maior lesão nas camadas superficiais da córnea e os menores danos nas subcamadas. Entretanto, segundo as curvas da Figura 10 e a Tabela 5, a solução que mais minimizou a função objetivo foi a obtida

com $EP_{(20)}$ com 20 s de aplicação do laser. Portanto, o valor da função objetivo não deve ser o único indicador a ser analisado a fim de selecionar a melhor irradiância e o melhor tempo de aplicação do laser.

5 CONCLUSÃO

Os resultados revelaram que os menores valores da função objetivo foram obtidos com a aplicação do laser por 10 s, considerando 50% de dano na espessura da córnea, e com aplicação do laser por 20 s, considerando 75% de dano. Além disso, não houve uma influência direta entre os melhores valores ótimos e o tamanho da população. Por outro lado, o tempo de aplicação do laser influenciou consideravelmente os valores ótimos da irradiância e os perfis de temperatura. O valor ótimo da irradiância é inversamente proporcional ao tempo de aplicação do laser. Ademais, o critério de parada utilizado mostrou-se muito conservativo, sendo a irradiância ótima determinada com um número de iterações inferior a 70. Dentre as soluções ótimas, a melhor foi alcançada com 64 iterações.

Com relação à aceitabilidade de 75% de dano, pode-se afirmar que a aplicação do laser por 20 s obteve os menores valores para a função objetivo, porém a aplicação do laser por 10 s se mostrou mais eficaz na termoceratoplastia, minimizando os danos nas subcamadas oculares. Portanto, o valor da função objetivo não deve ser o único indicador a ser analisado a fim de selecionar a melhor irradiância e o melhor tempo de aplicação do laser. É fundamental a avaliação do perfil de temperatura e do perfil da função dano.

Dentre os casos estudados constatou-se que o método Enxame de Partículas apresentou melhor desempenho na otimização da irradiância e ainda, o perfil para a função dano mais adequado para a realização da termoceratoplastia corresponde ao decaimento exponencial para o dano térmico equivalente a 50% de profundidade da córnea com aplicação do laser por 10 s. Nesta situação, a camada superficial da córnea atingiu temperaturas superiores a 70°C e o dano térmico foi minimizado nas subcamadas oculares.

A metodologia de otimização empregada neste trabalho inova por quantificar o dano térmico do tecido e utiliza-lo na função objetivo, permitindo a otimização da irradiância do laser em uma cirurgia de termoceratoplastia. Os resultados mostram que este procedimento é viável na otimização de termos fontes de modelos matemáticos de biotransferência de calor onde tecidos são submetidos a danos térmicos.

ABSTRACT. The eye surgeries using laser are procedures that need to be conducted with high precision. In these surgeries the laser acts as a heat source, heating and injuring the tissue. This process of bioheat transfer is an important phenomenon, since healthy adjacent tissues to the operated regions can experience thermal damages. The mathematical model of heat transfer in tissues is based in Pennes' equation and the respective numerical solution is provided by the finite volume method. The tissue thermal injury is quantified by a damage function. A Gaussian laser beam is studied and its attenuation follows the Beer-Lambert law.

Three times of laser application are evaluated, considering a constant heat source. The Differentiated Evolution and the Particle Swarm optimization methods are used. The performance of each method is analyzed for different kind of acceptability of the thermal damage.

Keywords: optimization 1, heuristics techniques 2, Pennes' equation 3.

REFERÊNCIAS

- [1] K.J. Chua, J.C. Ho, S.K. Chou & M.R. Islam. On the study of the temperature distribution within a human eye subjected to a laser source. *International communications in heat and mass transfer*, **32**(8) (2005), 1057–1065.
- [2] M.J. Colaço, H.R.B. Orlande, N.C. Roberty & C.J. Alves. On the use of MFS in linear inverse diffusion problems. em “Congress of Thermal Sciences and Engineering”. ENCIT, Curitiba, Brazil, (2006), 14–21.
- [3] F.C. Henriques & A.R. Moritz. The conduction of heat to and through skin and the temperatures attained therein, A theoretical and an experimental investigation. *American Journal of Pathology*, **23**(4) (1947), 530–549.
- [4] J. Kennedy & R. Eberhart. Particle Swarm Optimization, in “International Conference on Neural Network”. IEEE, Perth, Australia, (1995), 1942–1948.
- [5] J.M. Lyra. “Utilização de Radiofrequência para o Tratamento do Ceracotone”. Tese de Doutorado, UFMG, Belo Horizonte, MG (2006).
- [6] M.A. Mainster. Ophthalmic applications of infrared lasers – thermal considerations. *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, **18**(4) (1979), 414–420.
- [7] C.R. Maliska. “Transferência de Calor e Mecânica dos Flúídos Computacional”. LTC – Livros Técnicos e Científicos, Rio de Janeiro (1995).
- [8] E.H. Ooi, W. Ang & E. Ng. A boundary element model of the human eye undergoing laser thermokeratoplasty. *Computers in Biology and Medicine*, **38**(6) (2008), 727–737.
- [9] H.H. Pennes. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. *Journal of Applied Physiology*, **1**(2) (1948), 93–122.
- [10] A.J. Welch. The Thermal Response of Laser Irradiated Tissue. *Journal of Quantum Electronics*, **20**(12) (1984), 1471–1481.