

ANÁLISE DO DANO TÉRMICO PROVOCADO NO OLHO EM CIRURGIAS REFRAATIVAS DE HIPERMETROPIA – UMA COMPARAÇÃO ENTRE DIVERSOS MODELOS PARA SIMULAR QUEIMAS TÉRMICAS

Rita de Cássia Fernandes de Lima¹

Giselle Santos de Holanda²

Giselle Maria Leite Lopes da Silva¹

1Departamento de Engenharia Mecânica – UFPE

2Departamento de Engenharia Química – UFPE

e-mail: ritalima@ufpe.br

Resumo. Modelos de simulação numérica de cirurgias de hipermetropia foram desenvolvidos para solução da equação da biotransferência de calor. O método dos volumes finitos foi aplicado para calcular o campo de temperaturas e a função dano em todos os pontos do domínio durante tais cirurgias refrativas. A função dano foi calculada através dos cinco modelos disponíveis na bibliografia e foram feitas comparações entre os mesmos. Tradicionalmente na literatura estes modelos são estudados principalmente no que se refere a queimaduras de pele. Um protocolo de queima térmica é definido na literatura com uma combinação específica entre temperatura e tempo de exposição. Os modelos são representados por funções do tipo de Arrhenius. Cada modelo de dano foi obtido pela correlação de um conjunto de dados de queimaduras, definidos por um conjunto limitado de condições de dano. Nestes estudos são atribuídos valores à função dano para caracterizar os três níveis usuais de queimadura. Estudos recentes reportam a um novo modelo devido a Birngruber, usado para tratamento de tumores oculares através do laser. No presente trabalho compara-se este novo modelo com os anteriores. Foram analisados dois padrões geométricos de aplicação do laser, para cirurgias de hipermetropia. Uma vez que a denaturação de proteínas em tecidos biológicos ocorre quando a função dano tem valor igual a um, este valor foi tomado para limite da análise.

Palavras-chave: simulação numérica, transferência de calor, função dano, córnea, biomecânica.

1. INTRODUÇÃO

A exposição a temperaturas elevadas resulta em danos irreversíveis no tecido, como denaturação das proteínas e a perda das funções biológicas das moléculas da matriz extracelular, que têm na sua interação com as lamelas de colágeno uma importância fundamental na manutenção da transparência do tecido. Pode também causar a perda de células endoteliais da córnea, fato que pode ser observado pela contagem destas células após a cirurgia, e por fim, a própria evaporação da matéria. Segundo Henriques e Moritz (in Diller, 1982), o processo de denaturação é geralmente descrito por uma taxa de processo de 1ª ordem e pode ser aproximada pelo modelo de Arrhenius. A cinética da denaturação térmica é representada por um dano integral Ω , cujos parâmetros são a energia de ativação e a temperatura. Pesquisas mais recentes têm estudado o processo cinético associado com outras fontes de dano epitérmico, por exemplo, a destruição do tecido durante a irradiação a laser. Preibe e Welch (1978) adaptaram o modelo de Henriques para calcular o dano como uma distribuição gaussiana de intensidade, e fizeram estudos para a exposição de longa e curta duração, utilizando seu modelo acoplado com dados experimentais para definir as condições de limite do dano. Apesar de serem utilizados diferentes tipos de laser em cirurgias refrativas e em fototerapias transpupilares, a questão do dano térmico depende apenas do tecido, do tempo de exposição à fonte de calor e da temperatura alcançada.

Para diminuir o superaquecimento, presentemente as fontes de laser mais usadas são pulsantes. Algumas cirurgias refrativas podem usar até 70 000 pulsos (Krueger et al., 1998), fato que pode gerar uma grande potência térmica localizada. A termoceratoplastia utiliza uma fonte de laser que transfere calor para o tecido em pontos específicos e também gera grande transferência de calor para o tecido adjacente. Na realização de cirurgias refrativas de hipermetropia corre-se o risco de superaquecimento indesejável dos tecidos circunvizinhos, fato que pode gerar diferentes graus de coagulação do endotélio, edema ou hemorragia, que poderão desencadear redução na acuidade visual. Tais problemas são decorrentes da mudança na conformação das proteínas, que numa situação limite leva a necrose das células. E mais, o endotélio, uma vez danificado, não se regenera.

Avaliar o grau de denaturação é ainda uma tarefa subjetiva na clínica médica e o procedimento de aquecimento é interrompido arbitrariamente a um valor de Ω (função dano). Henriques escolheu $\Omega=1$ para o ponto final. Assim também procedeu Birngruber (in Rol, 2000), sendo este ponto caracterizado por uma mudança na coloração do tecido, que se torna esbranquiçado. Birngruber criou um modelo, também baseado na lei de Arrhenius, e o aplicou em tratamentos de tumores de coróide e de retina. Forneceu dados mais específicos relativos à energia de ativação e à constante pré-exponencial, usados anteriormente por Henriques, para tecidos oculares.

No momento são cada vez mais presentes os métodos de simulação numérica usados na engenharia, na resolução de problemas de natureza médica. Hipermetropia e miopia são problemas visuais decorrentes da inadequação da curvatura da córnea, a qual pode ser corrigida através de cirurgias em que se remodela a curvatura desta lente biológica com cortes radiais feitos por lâminas de bisturi de diamante (ceratotomia radial), e mais recentemente com o uso de fontes de laser. Em trabalhos prévios (Fernandes et alii, 2003; Lima et alii, 2002) foram desenvolvidos modelo matemáticos para calcular o perfil de temperaturas da córnea, baseado na equação da biotransferência de calor, e para analisar a função dano. Estes dois modelos, o primeiro proposto por Lima et al. (2002) e o segundo, um aperfeiçoamento físico do primeiro, e apresentado por Fernandes et al. (2003), foram utilizados aqui para comparação dos valores obtidos para a função dano porque os mesmos apresentam patamares diferentes para as máximas temperaturas alcançadas durante o procedimento médico. Fernandes et al. (2003) demonstraram que seu modelo se mostra mais adequado na simulação de cirurgias refrativas para hipermetropia. A função dano tem servido como parâmetro importante nas mais diversas simulações de procedimentos médicos invasivos ou não, uma vez que medições locais de temperaturas em condições biológicas normais são praticamente impossíveis em tecidos de proporções tão reduzidas.

A córnea tem aproximadamente 90% de água. Quando uma fonte externa de calor é aplicada à córnea, o calor é conduzido para as fibras de colágeno vizinhas, que mostraram que encolhem aproximadamente um terço do seu tamanho inicial quando se atingem temperaturas de 55 a 60 °C. Estes valores permitem o encolhimento, sem porém destruir as fibras de colágeno. Acima de 65 °C a 70 °C, elas começam a relaxar. Temperaturas mais altas que esses patamares causam necrose. A distribuição de temperatura é calculada em coordenadas esféricas e regime transiente, para o padrão geométrico de pontos para aplicação do laser, de uma cirurgia típica de hipermetropia. A fonte de laser utilizada foi a de Ho:YAG. A solução numérica foi obtida através de um método de discretização, que resulta numa formulação usando resistências e capacidades térmicas, utilizando-se balanço de energia em cada nó da malha estruturada, e através do desenvolvimento de um programa computacional em linguagem FORTRAN90.

Vários autores estudaram o dano causado por fontes de laser ao tecido humano. No presente estudo serão considerados os modelos de Henriques, Fugitt, e Stoll, Takata, Wu e Birngruber. Segundo Blake et al. (in Diller, 1982), Henriques determinou os valores da constante A e da energia de ativação para aquecimento da pele a baixas temperaturas, porém não incluiu qualquer consideração de continuidade de dano durante o período de resfriamento, depois de removida a fonte de calor. Fugitt tentou melhorar a capacidade de simulação introduzindo um modelo com dois estágios de ativação da temperatura. Stoll e Takata determinaram parâmetros para melhor adequar seus próprios dados e critérios de dano, Wu adotou uma técnica de média para determinar a energia de ativação, ΔE , onde esta é dependente da temperatura do tecido. Birngruber et al. (in Rol, 2000)

tem utilizado um modelo teórico para determinar o início do dano térmico na retina e os resultados foram comparados aos experimentos.

O principal problema da implementação e avaliação de simulações computacionais nesta área é a validação devido à ausência de dados resultantes em experimentos em tecidos vivos.

2. MODELO MATEMÁTICO E MODELO NUMÉRICO

O modelo matemático proposto consiste em considerar o olho humano como uma esfera maior, e a córnea, como uma cunha de uma esfera menor (Fig. 1), na qual uma fonte de laser é aplicada na superfície.

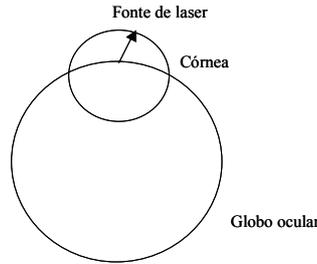


Figura 1 - Representação do globo ocular e córnea

O perfil de temperatura em estado transiente é obtido a partir da equação da biotransferência de calor:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla^2 T + Q_p + Q \quad (1)$$

onde:

k = condutividade térmica do tecido (W/m °C)

ρ = densidade do tecido (kg/m³)

c_p = calor específico do tecido (J/kg °C)

T = temperatura (°C)

t = tempo (s)

Q = taxa volumétrica de geração de calor no tecido (W/m³)

Q_p = taxa volumétrica de geração de calor devido à perfusão sanguínea (W/m³)

Como a córnea é um órgão sem vascularização, a fonte de calor devido à perfusão, Q_p , pode ser desprezada. A taxa de geração de calor Q será devida à presença da fonte de laser.

Para a geometria considerada a Eq. (1) toma a forma abaixo:

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} \left(r^2 \frac{\partial T}{\partial r} \right) + \frac{1}{r^2 \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\sin \theta \frac{\partial T}{\partial \theta} \right) + \frac{1}{r^2 \sin^2 \theta} \frac{\partial^2 T}{\partial \phi^2} + \frac{Q}{k} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial t} \quad (2)$$

onde $\alpha = k/\rho c_p$ é a difusividade térmica (m²/s). O termo de geração de calor, Q , é regido pela lei de absorção de Beer (Shitzer, 1985). Como uma primeira aproximação, pode-se assumir que a luz penetra no tecido sem se espalhar, e portanto a taxa local de absorção de energia radiante é proporcional a intensidade I_0 (W/m²), se um feixe de radiação é direcionado ao longo do eixo radial:

$$Q = \beta \cdot I_0 \cdot e^{-\beta(R-r)} \quad (3)$$

sendo β (1/m) o coeficiente de absorção do laser; R o raio da esfera; r a variável no sentido radial; e I_0 a intensidade da radiação na superfície.

Usou-se o método numérico dos volumes finitos em uma malha estruturada, em coordenadas esféricas. Por ser uma malha estruturada, o método resultou na formulação das resistências e capacidades térmicas. Na simulação foram usados dois padrões típicos geométricos de pontos para aplicação da fonte de laser, idênticos aos usados em cirurgias de hipermetropia do tipo LTK (*laser thermal keratoplasty*) (McGhee et alii, 1997).

Além das diferenças geométricas do conjunto de pontos de aplicação do laser, o segundo padrão contém aperfeiçoamentos físicos em relação ao primeiro uma vez que considera: as perdas térmicas pela radiação para o ambiente, a evaporação natural do filme lacrimal (traduzido por um maior coeficiente de transferência de calor) e os diversos valores de β , para as diversas regiões; além de usar um perfil de temperaturas iniciais variando com o raio e que será descrito mais adiante.

No primeiro padrão geométrico, a modelagem tridimensional foi feita com vinte e cinco nós na superfície da córnea e trinta e seis nós na direção radial como mostra a Fig. 2. Devido à simetria do problema, o balanço de energia foi determinado para apenas um quadrante da córnea, com a numeração mostrada nas mesmas figuras. O contorno da córnea foi considerado com uma temperatura constante de 37°C.

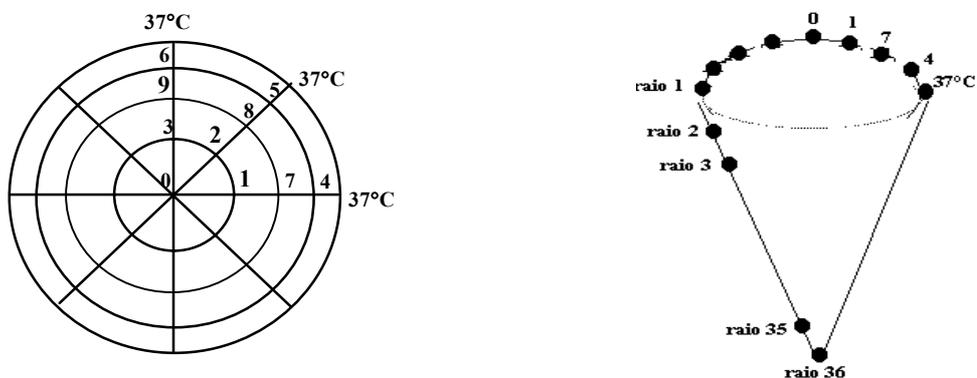


Figura 2. Visão superior da córnea e da cunha esférica analisada.

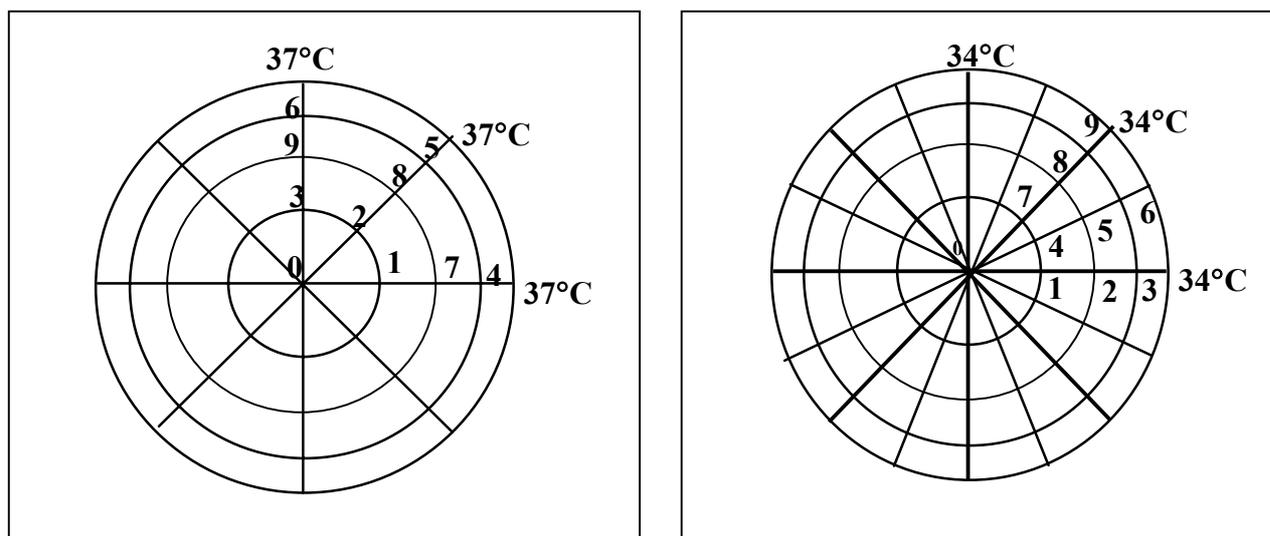


Figura 3. Vista superior da córnea com indicação dos nós para os dois tipos de cirurgia analisados.

Na Figura 2 acima, encontra-se para exemplificar, uma visão superior da córnea, e a maneira como os pontos na direção radial são analisados, para o primeiro padrão geométrico analisado.

Com o método utilizado a Eq. (2) se torna:

$$\sum_j^6 \frac{T_j^p - T_i^p}{R_{ij}} + Q \Delta V_i = C_i \frac{T_i^{p+1} - T_i^p}{\Delta t} \quad (4)$$

onde i é o nó para cujo volume de controle se está considerando o balanço de energia, j é qualquer nó seu vizinho. Resistências térmicas (R_{ij}) e capacidades térmicas (C_i), assim como as equações nodais usadas nesta análise encontram-se detalhadas em Lima (2002).

A cunha esférica engloba três regiões do olho: córnea, humor aquoso e cristalino, sendo a primeira a mais externa. No primeiro padrão a fonte de laser é aplicada sobre os nós 1,2,3,7,8 e 9. No segundo, aos nós 2,4,6 e 8 de cada camada radial, como pode ser visto na Fig.3. Neste segundo padrão, apenas 1/8 da córnea é analisado, devido à simetria.

3. FUNÇÃO DANO

A exposição a temperaturas elevadas resulta em danos irreversíveis no tecido, como denaturação das proteínas, queima ou evaporação do tecido. O dano causado pelo aquecimento em um ponto do tecido, através de uma fonte de laser, pode ser determinado empiricamente. A equação empírica é derivada da cinética de uma reação química de primeira ordem e da equação de Arrhenius para a velocidade de uma reação química. A função é calculada para cada ponto no tecido em termos de um critério arbitrário de dano $\Omega(r, \theta, \phi)$, que é definido pela relação:

$$\Omega(r, \theta, \phi) = A \int_{t_i}^{t_f} \exp(-\Delta E/R T) dt \quad (5)$$

onde:

A = constante pré-exponencial,

ΔE = energia de ativação para a reação,

R = constante universal dos gases,

T = temperatura absoluta (K), sendo esta uma função do tempo e da posição do ponto no tecido.

Inicialmente, Henriques (in Diller, 1982) determinou os valores da constante A e da energia de ativação para aquecimento da pele a baixas temperaturas e estes valores têm sido utilizados por diversos pesquisadores para praticamente todos os processos analisados de dano térmico. Henriques e Moritz (in Welch, 1985), porém, determinaram um valor de $\Omega = 0,53$ como o critério de início de dano irreversível. Diller(1982) considera o valor um para o limite de dano irreversível.

Diller(1991) comparou cinco modelos devidos a Henriques, Fugitt, Stoll, Takata e Wu. Todos eles foram desenvolvidos por ajustes empíricos de dados a equações da mesma forma (baseadas no modelo de Arrhenius, vide Eq.5), através de ajustes das constantes A e ΔE . Os valores destes parâmetros encontram-se na Tabela 1 a seguir. A maior parte dos modelos foram testados para queimaduras de pele.

Com o início da utilização dos mais variados tipos de laser, seja em cirurgias refrativas ou em outros tratamentos médicos, tornou-se importante se adequar modelos ou criar novos para as análises de danos em tecidos oculares. O desenvolvimento computacional facilitou a modelagem e a posterior obtenção de respostas dos tecidos aquecidos. Porém a dificuldade ainda é se saber como os resultados da simulação se correlacionam com os problemas reais encontrados no tratamento clínico de queimaduras.

As diferenças no conjunto de dados são uma conseqüência das variações das bases de dados experimentais aplicados para definir os modelos e ênfases individuais dos cientistas na análise do processo de aquecimento.

Henriques foi o primeiro a usar a equação da biotransferência de calor na predição de danos por queimas. Porém não levou em conta a continuação do dano durante o período de resfriamento. O importante é que todos os modelos são baseados em protocolos experimentais e em todos os casos A e ΔE foram ajustados aos dados de tal forma que valores de Ω de 0,53; 1 e 10000, correspondam

a queimaduras de 1°, 2° e 3° graus respectivamente. Valores de Ω têm elevações muito pequenas a baixas temperaturas, porém aumentam rapidamente para temperaturas entre 50 e 60°C.

Tabela 1. Valores de ΔE e A para os diversos modelos

Modelo	Temperaturas (°C)	Energia de Ativação (J/mol)	Fator A (s ⁻¹)
Henriques	Todas as T	6,27.10 ⁵	3,1.10 ⁹⁸
Fugitt	T ≤ 55	6,27.10 ⁵	3,1.10 ⁹⁸
	T > 55	2,96.10 ⁵	5,0.10 ⁴⁵
Stoll	T ≤ 50	7,82.10 ⁵	2,185.10 ¹²⁴
	T > 50	3,27.10 ⁵	1,823.10 ⁵¹
Takata	T ≤ 50	4,18.10 ⁵	4,322.10 ⁶⁴
	T > 50	6,69.10 ⁵	9,389.10 ¹⁰⁴
Wu	T ≤ 53	6,27.10 ⁵	3,1.10 ⁹⁸
	T > 53	6,27.10 ⁵ – 5,10.10 ⁵ (T-53)	3,1.10 ⁹⁸

Recentemente Birngruber (in Rol, 2000) desenvolveu um modelo para cálculo da função dano na retina e na coróide durante tratamentos transpupilares a laser. Considera a variação da concentração de moléculas não danificadas e usou a lei de Arrhenius que é fundamental em todos os fenômenos de denaturação e/ou coagulação. Para chegar à expressão usada, baseou-se na taxa de formação de um produto final (ω) dada por:

$$\omega = \frac{RT}{NaH} \exp\left(\frac{-\Delta G}{RT}\right) \quad (6)$$

onde ΔG é a energia livre de Gibbs para a ativação do processo, H é a constante universal de Planck e Na, o número de Avogadro. Esta foi a equação desenvolvida por Arrhenius para descrever o efeito do calor nas taxas de reação química. Após algumas manipulações, Birngruber chegou à equação abaixo:

$$\Omega = \frac{RT}{NaH} \exp\left(1 + \frac{\Delta S}{R}\right) \int_0^t T(t) \exp\left(-\frac{\Delta E_{ativ}}{RT(t)}\right) dt = C \int_0^t T(t) \exp\left(-\frac{\Delta E_{ativ}}{RT(t)}\right) dt \quad (7)$$

a qual difere dos modelos tradicionais pelo valor da constante pré-exponencial e pelo fato de a temperatura T (absoluta) estar presente no integrando da equação acima. Por outro lado, fornece valores da energia e ativação e das constantes específicas para a retina, que são:

$$\Delta E = 2,9 \times 10^5 \text{ J/mol}$$

$$\Delta S = 595 \text{ J/mol K}$$

$$k = 1,4713 \times 10^{-42} \text{ s K,}$$

dados esses que resultam numa constante pré-exponencial $C = 6,81 \times 10^{-41} \text{ s}^{-1}$.

Apesar de a córnea ter propriedades físicas ligeiramente diferentes da retina (um máximo de 7,2% de diferença), essas propriedades ao serem usadas no modelo aqui comparado, para a córnea, certamente fornecem resultados mais adequados ao se analisar o olho, que os modelos tradicionais, os quais são baseados nas propriedades da pele (diferenças de até 52,6%) (Duck, 1997).

No presente trabalho foram efetuados cálculos a fim de reproduzir os valores citados por Birngruber (in Rol et al., 2000) para temperaturas de denaturação em retinas submetidas a temperaturas constantes e tais valores foram reproduzidos.

4. RESULTADOS

A córnea possui comprimento de 12 mm na horizontal. Para sua espessura foi tomado o valor de 0,8 mm como o valor médio. O raio da esfera menor do modelo foi considerado como sendo de 7,16 mm. As propriedades físicas e geométricas das diversas camadas do olho, envolvidas na simulação, encontram-se na Tabela 2.

Tabela 2. Constantes físicas e dados geométricos para as camadas do olho

Camada	k (W/m °C)	c _p (J/kg °C)	ρ (kg/m ³)	espessura
Córnea	0,58	4178	1050	1 mm (periferia) 0,58 mm (no centro)
Humor aquoso	0,58	3997	1000	3 mm (no centro)
Lente	0,40	3000	1050	4-5 mm

Ref.: Jennifer A. Scott, 1988, (a).

A fonte de laser foi considerada fo a de Ho:YAG, pela sua aplicação mais freqüente nos tipos de cirurgia aqui simulados (Alió et al., 1997). Para a mesma, foram considerados os parâmetros a seguir (McGhee, 1997 e Alió, 1997):

$$\lambda = 2060 \text{ nm}$$

$$\text{Coeficiente de absorção: } \beta = 188 \text{ m}^{-1} \text{ (1}^\circ \text{ modelo)}$$

Fluência: 19 mJ / pulso

Duração do pulso: 250μs

Diâmetro do feixe: 800 μm

Freqüência: 5Hz.

A obtenção do coeficiente de absorção β depende fortemente do comprimento de onda e foi obtido mediante um ajuste exponencial entre os dados dos lasers de Ar e Nd:YAG (Welch, 1985).

Em cirurgias típicas de hipermetropia, alguns autores citam uma duração de até 30s e outros indicam que podem ser aplicados de 5 a 25 pulsos (McGhee, 1997), o que com a freqüência de 5Hz aqui considerada significam 5s de duração máxima.

No primeiro padrão foram consideradas as seguintes condições:

- A temperatura inicial do olho foi considerada igual a 37°C;
- A temperatura da periferia da córnea foi tomada como 37°C;
- A perda de calor através da radiação para o ambiente foi desprezada;
- A perda de calor pela evaporação natural do filme lacrimal não foi considerada (coeficiente de transferência de calor $h = 4,9 \text{ W/m}^2 \text{ }^\circ\text{C}$) (Colin & Houdas, 1967)

Para o segundo padrão:

- A temperatura inicial do olho (°C) foi dada por:
- $T(r_i) = 36,5 - 347,22 r_i$, r_i em m (Scott(b), 1998);
- A temperatura da periferia da córnea foi tomada igual a 34°C;
- Foram consideradas as perdas de calor através da radiação para o ambiente;
- Foi considerada perda de calor pela evaporação natural do filme lacrimal (coeficiente de transferência de calor $h = 14 \text{ W/m}^2 \text{ }^\circ\text{C}$) (Scott(b), 1988);
- Os coeficientes de absorção do laser (β) tomados para a córnea, humor aquoso e cristalino foram 82,95; 107,68; e 136,40 m^{-1} , respectivamente.

Na Fig. 4 abaixo são apresentados os resultados para os pontos mais críticos ou de maior interesse. Os do 1° padrão geométrico, encontram-se na Fig.4 e os do 2°, na Fig.5. Apesar de o último modelo ser mais aperfeiçoado em relação ao 1°, este último foi mantido para comparação com as análises apresentadas em Diller (1991). O autor faz comparações entre os cinco modelos tradicionais, para faixas de temperaturas (de 40 a 100°C), através do $\log \Omega$, uma vez que os valores

atingidos apresentam valores muito altos, ultrapassando 10^{18} , em curtos espaços de tempo. Pelo exposto, apesar de cirurgias com este perfil terem duração média de 5s, e temperaturas em torno de 60°C , a simulação foi estendida a 7s para que temperaturas da ordem de 100°C fossem atingidas. Para melhor visualização a função dano foi analisada até 3 s porque em torno deste tempo o dano atinge o valor um. A córnea obviamente atinge este valor mais rapidamente que o endotélio. Os modelos de Takata e Henriques apresentam os maiores valores em concordância com os patamares apresentados em Diller(1991). O modelo de Birngruber não apresentou valores maiores que 0,53, para as temperaturas atingidas em torno de 65°C . Outros valores obtidos para tempos maiores que 3s estão apresentados em Lima et al.(2002).

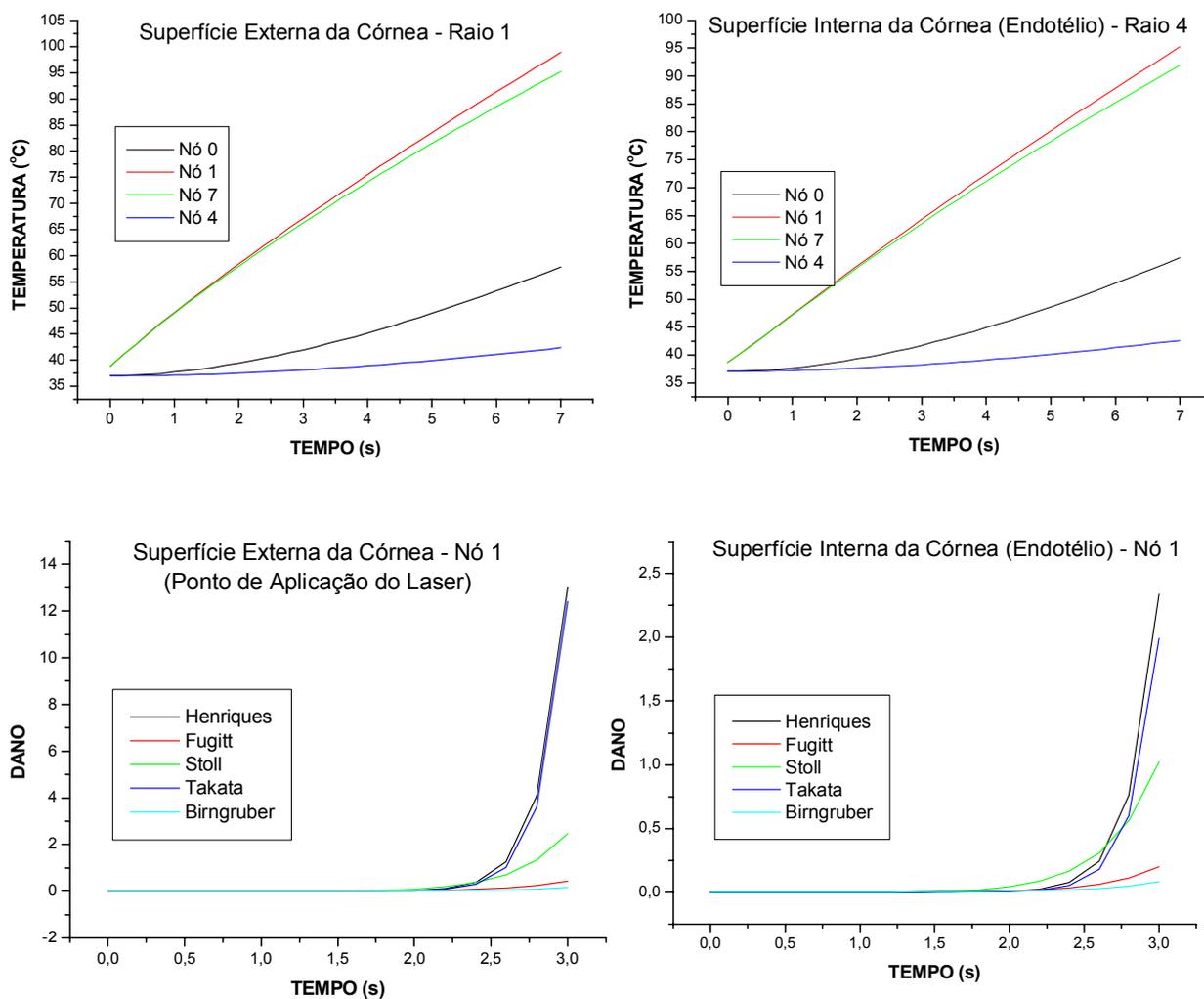


Figura 4. Temperaturas e danos térmicos para a superfície da córnea e do endotélio (1° padrão).

Para o 2° modelo, analisaram-se resultados até a função dano atingir o valor um. Durante os 5 s do tempo habitual para cirurgias de hipermetropia, não são causados danos térmicos à córnea (temperaturas máximas de 58°C) e no endotélio (temperaturas máximas de 56°C). O valor do dano na córnea é de 0,3.

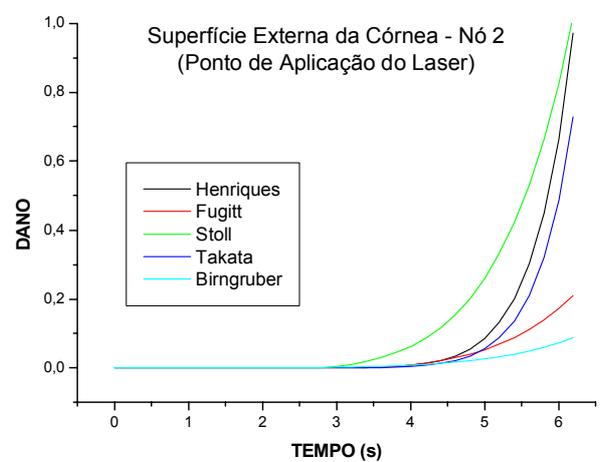
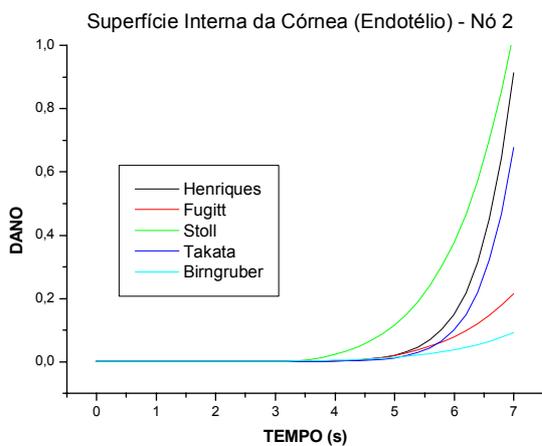
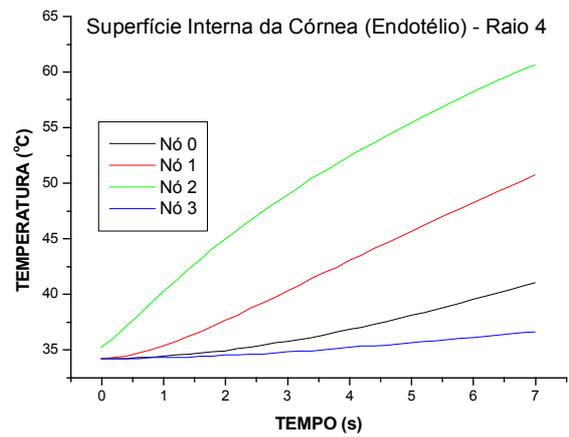
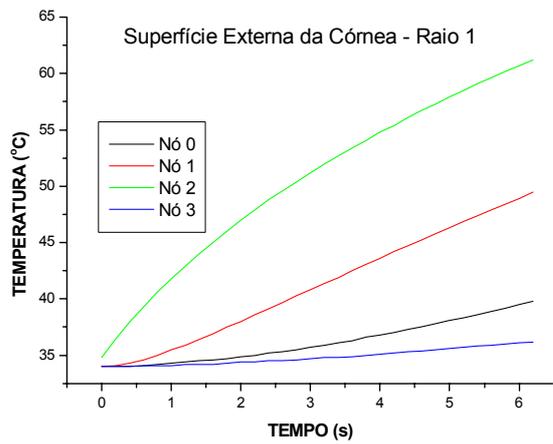


Figura 5. Temperaturas e danos térmicos para a superfície da córnea e do endotélio (2º padrão).

Nas faixas de temperaturas atingidas, os modelos que apresentam maiores valores para o dano ao o de Stoll e o de Henriques, fato que também demonstra concordância com Diller (1991). O modelo de Birngruber apresenta os menores valores de Ω em ambos os padrões de cirurgia. Simulações efetuadas mostraram que o valor de um, para o 2º modelo, seriam atingidos apenas após 9s de aplicação de laser, tempo bem maior que o normal de duração das cirurgias aqui tratadas.

Em todas as figuras, deixou-se de apresentar o modelo de Wu, pois o mesmo apresenta valores muito mais altos que os demais modelos, o que impossibilitaria a visualização dos de menores valores, atingidos pelos demais modelos. Este patamar, bem mais elevado, também está em concordância com a análise de Diller (1991).

5. CONCLUSÕES

O modelo físico-numérico permite determinar de forma acurada, temperaturas e danos para toda a córnea. Devido à simplicidade do 1º modelo geométrico, as temperaturas oculares excederam o valor esperado (em torno de 60°C) para estes procedimentos cirúrgicos. Então, para este modelo, a duração de uma cirurgia não deveria exceder 3s, a fim de não causar dano irreversível ao endotélio. Com os aperfeiçoamentos feitos no do 2º modelo, as temperaturas alcançaram valores esperados, mesmo em cirurgias que duram 5s.

Os modelos de dano, analisados para cálculos em cirurgias de hipermetropia, forneceram comportamentos semelhantes aos obtidos na literatura. Verifica-se que apesar de as análises acontecerem com temperaturas variáveis e crescentes devidas á aplicação do laser, em cada faixa de

temperatura houve concordância sobre os dois modelos de danos que fornecem os maiores valores. Porém o modelo de Birngruber, que utiliza dados para o tecido retinal, apresentou os menores valores para a referida função, em todas as temperaturas aqui analisadas. Futuras investigações para tratamentos de tumores de coróide e retina, deverão ser efetuadas com outras fontes de laser, que visarão a destruição dos tumores, quando valores de dano bastante elevados deverão ser atingidos. Para isto será necessário um outro tratamento numérico, com um modelo axissimétrico que vem sendo desenvolvido por Silva (2004).

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alió, I., Ismail, M.M., Pego, J.L.S., 1997, "Correction of hyperopia with non-contact Ho: YAG laser thermal keratoplasty", *Journal of Refractive Surgery*, v.13, p.17-22.
- Amara, E.H., 1985, "Numerical investigation on thermal effects of laser ocular media interaction", *Int. J. of Heat and Mass Transfer*, v. 38(13), pp 2479-2488.
- Colin, J., Houdas, Y., 1967, "Experimental determination of coefficient of heat exchange by convection of human body", *Journal of Applied Physiology*, v.22, p.31-38.
- Diller, K.R., Hayes, L.J., 1991, "Analysis o alternate models for simulating thermal burns", *J. of Burn Care & Rhabilitation*, v.12(2), pp. 177-89.
- Diller, K.R., 1982, "Modeling of Bioheat Transfer Process". In: *Bioengineering heat transfer*, vol 22. Editado por Young I. Cho, Academic Press.
- Duck, F. A., 1997, *Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book*, Academic Press.
- Fernandes, A.,Silva, G.M. L. L, Rosal, A.G. C., Almeida, D.D., Lima, R.C. F., 2003, Numerical study of the temperature field and damage function of the cornea during laser refractive surgery, ARVO2003, Resumo publicado nos Anais do Annual Meeting for Research in Vision and Ophthalmology, Fort Laudardale, USA.Krueger, R.R., Juhasz, T., Gualano, A.,& Marchi,V, 1998,. "The picosecond laser for nonmechanical laser in situ keratomileusis", *Journal of Refractive Surgery*, v.14, p.467-469.
- Lima, R de C F de, Silva, G.M. L. L. da, Almeida, D.D., 2002, "Estudo numérico do campo de temperaturas e da função dano na córnea, durante cirurgias refrativas envolvendo laser", Anais do CONEM2002- Congresso Nacional de Engenharia Mecânica, Natal, RN, publicado em CDROM.
- Mcghee, C.N.J.,Anastas, C.N., Jenkins, L., Rogers, C.M., Danjour, J.P., 1997, "The surgical and laser correction of hypermetropia", in: *Excimer lasers in ophthalmology: principles and practice*. Ed. by C.N. McGhee, RH Taylor, D.S. Garthe, Trockel, S.L., Martin Dunitz Ed., United Kingdom.
- Priebe, L.A., Welch, A.J., 1978, "Asymptotic rate process calculations of thermal injury to the retina following laser irradiation", *Journal of Biomechanical Engineering*, v.100, p.49-54.
- Rol, p., Fankhauser, F., Giger, H., Dürr, U. & Kwasniewska, S., 2000, "Transpupillar laser phototherapy for retinal and choroidal tumors: a rational approach", *Graefe's Arch Clin Exp Ophthalmol*, v. 238, pp. 249-272.
- Scott, J.A. (a), 1998, "A finite element model of heat transport in the human eye", *Phys. Med. Biol*, v.33 (2), p.227-241.
- Scott, J.A. (b), 1998, "The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation", *Phys. Med. Biol*, v.33 (2), p.243-257.
- Silva, G.M. L. L. da, 2004, "Análise da biotransferência de calor nos tecidos oculares devido à presença de implantes retinianos através da utilização da formulação axissimétrica do MVF em malhas não-estruturadas", Dissertação de Mestrado, Departamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Pernambuco, março de 2004.
- Welch, A.J, 1985,. "Laser irradiation of tissue". In: *Shitzer, A., Eberhart, R.C. Heat Transfer in Medicine and Biology – Analysis and Applications*. Nova York, Plenum Press, v. 1 e 2.

ANALYSYS OF THE THERMAL DAMAGE IN THE EYE DURING REFRACTIVE SURGERIES OF HYPEROPIA- A COMPARISON BETWEEN SEVERAL MODELS USED TO SIMULATE THERMAL BURNS

Rita de Cássia Fernandes de Lima¹

Giselle Santos de Holanda²

Giselle Maria Leite Lopes da Silva¹

1Departamento de Engenharia Mecânica – UFPE

2Departamento de Engenharia Química – UFPE

e-mail: ritalima@ufpe.br

Abstract. *Hyperopia and myopia are refractive errors that are due in part to the inadequate power of the cornea (corneal curvature) to bring rays of light into focus in the retina. Such refractive errors can be corrected by surgical procedures in which remodelling of the corneal stroma is achieved by radial incisions made with a diamond blade (radial keratotomy), and most recently by the use of lasers. A wide variety of surgical methods are used to achieve this goal. Lasers can cause heat transfer damage to the surrounding ocular tissues. The lack of reliable data in the literature concerning the parameters of laser application can potentially influence the accuracy of surgical outcomes. We have developed a mathematical model to calculate the temperature field of the cornea, which is based on the bioheat transfer equation. The heat distribution is calculated by the use of the spherical coordinates and in a transient fashion, using a geometric dot pattern of laser applications typically used for the surgical procedure for the correction of hyperopia. In our model we used the Ho:YAG laser. We have analyzed the damage function in an attempt to quantify it for each specific area where the laser was applied. The damage function can be determined by an empirical equation, which is derived from the Arrhenius equation employed for the speed of a chemical reaction. Five traditional models were compared with the new model due to Birngruber, the only one which is specific for retinal tissues. Our results demonstrate that the study of these functions on in vivo ocular tissues will enhance the understanding and the accuracy of the effects of laser application for the correction of refractive errors.*

Keywords: heat transfer, biomechanics, numerical simulation, refractive surgery, laser, cornea.