



ESTUDO NUMÉRICO DO CAMPO DE TEMPERATURAS E DA FUNÇÃO DANO NA CÓRNEA, DURANTE CIRURGIAS REFRAATIVAS ENVOLVENDO LASER

Rita de Cássia Fernandes de Lima ¹

1. Departamento de Engenharia Mecânica - UFPE
R. Acadêmico Hélio Ramos, s/n – Cidade Universitária
50740-530- Recife- PE
e-mail: ritalima@npd.ufpe.br

Giselle Maria Lopes Leite da Silva ² e Denízio Dantas de Almeida ³

2. Departamento de Engenharia Química -UFPE
3. Hospital de Olhos de Pernambuco - HOPE

Resumo. *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 todos os métodos a laser ocorre transferência de calor para o tecido causando algum dano aos tecidos adjacentes. Uma variedade de métodos tem sido proposta para a correção da referida curvatura. Alguns destes métodos são baseados no aquecimento localizado da córnea através de laser. No presente trabalho desenvolve-se um modelo matemático para calcular o campo de temperaturas da córnea baseado na equação da biotransferência de calor. A distribuição de temperatura é calculada em coordenadas esféricas e regime transiente, com 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 falta de dados biológicos confiáveis é uma das maiores dificuldades para obtenção de resultados precisos. Entre esses parâmetros encontram-se as condutividades térmicas dos tecidos oculares, os respectivos coeficientes de absorção para os diversos tipos de laser e os coeficientes de transferência de calor para o ambiente e para a parte interna do olho. O trabalho também analisa a função dano, a qual procura quantificar o dano em um ponto do tecido, que pode ser causado pelo aquecimento devido à fonte de laser. A função dano pode ser determinada através de uma equação empírica, derivada da equação de Arrhenius, para a velocidade de uma reação química. Com o cálculo das temperaturas e da função dano procura-se fornecer dados que possam contribuir para a confiabilidade para equipamentos usados em tais cirurgias, uma vez que medidas de temperatura em tecido vivo durante cirurgias delicadas, como as oftalmológicas, são praticamente impossíveis, dificultando assim uma validação completa do modelo utilizado.*

Palavras-chave: transferência de calor; biomecânica; simulação numérica; cirurgias refrativas.

1. INTRODUÇÃO

A córnea é um tipo de material orgânico cujos componentes são heterogêneos e fortemente ligados. A córnea pode ser dividida ultraestruturalmente em cinco camadas: epitélio, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet e endotélio (Thomas, 1995). O epitélio é o revestimento externo, onde as cerca de cinco camadas de células têm uma aderência muito forte entre si e a sua

base é no estroma. A membrana de Bowman é a base de sustentação do epitélio e consiste em finas e compactadas fibras de colágeno dispostas em uma conformação semelhante ao estroma. Acredita-se atualmente que a camada de Bowman seja parte do estroma, diferenciando-se apenas pelo maior grau de compactação da lamelas de colágeno, sendo sua função ainda pouco conhecida, excetuando-se o fato de ser importante para a ancoragem celular do epitélio corneano. O estroma é o maior constituinte desta lente biológica. É composto de fibras de colágeno, por uma matriz celular de moléculas chamadas de proteoglicanos e por raras células. Esses constituintes se organizam em fibrilas de colágeno, que se organizam em lamelas em uma distribuição ortogonal com padrão regular de espaçamento entre elas, o que permite a passagem da luz. A membrana de Descemet, é também homogênea, contém fibras de colágeno e é a base de sustentação do endotélio. O endotélio é o revestimento interno, formado por uma camada única de células e que não tem a capacidade de auto-regeneração. O endotélio tem a função altamente relevante de manter o balanço hídrico da córnea, bombeando ativamente a água para fora da matriz estromal hidrofílica, a fim de manter a transparência do tecido à luz. A córnea determina cerca de 2/3 do poder dióptrico do sistema óptico que representa o olho humano, o que a faz um alvo ideal para modificação da condição refrativa do sistema como um todo.

Hipermetropia e miopia são problemas visuais decorrentes de insuficiente ou excessiva curvatura da córnea, respectivamente. Nos últimos 40 anos, uma variedade de métodos tem sido proposta para alterar a curvatura da córnea e corrigir esses erros de refração. Dentre os mais utilizados encontra-se a ceratotomia radial, já quase abolida devido a baixa previsibilidade da correção e outras complicações, na qual se usavam lâminas de bisturi de diamante para fazer cortes radiais profundos causando um aplanamento e redução do poder refrativo da córnea, corrigindo miopias. Mais recentemente fontes de "Excimer Laser", de radiação ultravioleta emitida por um composto de gases (Ar(10%), F(0,19%), Ne(49,81%), He(40%)), passaram a ser utilizadas para causar remodelamento através da ablação por fotodecomposição da córnea (aplanamento ou encurvamento), causando uma mudança no eixo visual da córnea, ou seja no ponto onde ocorre passagem da luz. Embora a cirurgia com *excimer laser*, a ceratotomia fotorrefrativa (*Photorefractive Keratectomy-PRK*) seja efetiva na redução da miopia, e tenha demonstrado resultados aceitáveis como descrito por Dausch et al (in Portellinha, 1999), os resultados para a hipermetropia não são tão estáveis quanto as correções de miopia. Em 1986 Luiz Ruiz (in Portellinha, 1999) desenvolveu a "*Keratomileusis in situ*". A combinação desta técnica com o laser *excimer* PRK foi criada por Buratto e Palliakaris (in Portellinha, 1999), que denominaram este procedimento de LASIK. ("*Laser assisted in situ Keratotomy*"). Esta técnica ampliou a possibilidade de correção da miopia, mas se manteve limitada para hipermetropia. Uma outra forma de correção da hipermetropia é a termoceratoplastia, que vem sendo muito estudada recentemente. Utiliza-se de um princípio demonstrado por Lans há quase 100 anos e desenvolvida muitos anos mais tarde por Gasset e Kaufman (in Portellinha, 1999): através de aquecimento localizado da córnea pode-se alterar a sua curvatura, por contração das fibras de colágeno estromal, causando um aplanamento do centro da córnea e reduzindo seu poder refrativo. Nesta técnica são utilizadas, como fontes de calor, ondas de radiofrequência, laser CO₂, e Ho:YAG, dentre outros. A precisão alcançada com o PRK e LASIK diminui significativamente a ocorrência de erros e riscos cirúrgicos, não se obtendo ainda os mesmos resultados com a termoceratoplastia, que vem sendo aperfeiçoada.

Com o uso de energia a laser nesse delicado e harmoniosamente organizado tecido biológico, corre-se o risco de superaquecimento indesejável de tecidos circunvizinhos. Uma vez que a córnea mede aproximadamente 1mm de espessura na periferia e 0,58mm no centro (Smolin&Thoft,1994), o conhecimento do comportamento térmico deste tecido é de fundamental importância a fim de orientar os procedimentos cirúrgicos, os quais já atingiram milhares e talvez milhões de pessoas em todo o mundo, e assim evitar os possíveis danos. Os equipamentos (hoje, na terceira geração) foram sendo aperfeiçoados, através de realimentação baseada em limitadas informações obtidas a partir de dados médicos. Ainda assim, com muitos desses equipamentos, muitas vezes não se obtém o resultado esperado e indicado pelos padrões dos fabricantes.

A modelagem de cirurgias refrativas também requer o conhecimento das propriedades óticas e termomecânicas da córnea. Kampmeier et al (2000) utilizou em seus estudos as propriedades da

córnea de porcos devido à relativa semelhança com a córnea humana. Para isto, ele pesquisou as propriedades físicas das córneas de porcos através de calorímetro, turbidímetro, testes de tensão e medida da tensão hidrotérmica.

Em 1988, Scott (a), (b) desenvolveu um modelo de elementos finitos para o transporte de calor no olho humano, com o objetivo de calcular o aumento de temperatura devido à exposição por radiação infravermelha.

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, mas não é representativa, e por fim, a própria evaporação da matéria, que é utilizada como princípio da cirurgia. 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. As 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 (in Diller, 1982) adaptaram o modelo de Henriques para calcular o dano com uma distribuição gaussiana de intensidade. Eles 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. Para diminuir o superaquecimento, as fontes de laser mais usadas no presente 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.

No momento são cada vez mais presentes os métodos de simulação numérica usados na engenharia, na resolução de problemas de natureza médica. Neste trabalho desenvolve-se um modelo matemático: para calcular o perfil de temperaturas da córnea, baseado na equação da biotransferência de calor; e para analisar a função dano, que pode ser determinada através de uma equação empírica derivada da equação de Arrhenius para a velocidade de uma reação química. Esta função 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 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 (formulação usando resistências e capacidades térmicas) utilizando balanço de energia em cada nó da malha estruturada, e através do desenvolvimento de um programa computacional em linguagem FORTRAN90.

2. MODELO MATEMÁTICO

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.

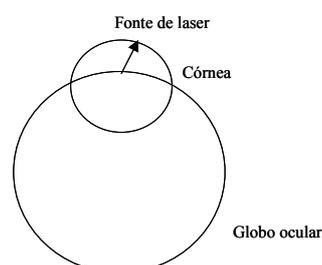


Figura 1 - Representação do globo ocular e córnea

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 (J/m s °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 o olho humano é um órgão pouco vascularizado 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 dado 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.

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 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. O dano é previsto para cada ponto no tecido em termos de um critério arbitrário de dano $\Omega(r, \theta, \phi)$, que é definido pela relação:

$$\Omega(r, \theta, \phi) = A \int_{t_i}^{t_f} \exp(-E/R T) dt \quad (4)$$

onde:

A = constante pré-exponencial ($3 \times 10^{98} \text{ s}^{-1}$),

E = energia de ativação para a reação ($6,27 \times 10^5 \text{ J/mol}$),

R = constante universal dos gases ($8,314 \text{ J/mol K}$),

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

Ω = critério de dano que normalmente é escolhido para ser igual à unidade para danos irreversíveis.

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 limite de dano irreversível. Diller(1982) considera o valor um para este limite.

3. MODELO NUMÉRICO

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. O programa computacional foi desenvolvido na linguagem FORTRAN90. Para tratar a simulação foi usado um padrão típico geométrico de pontos para aplicação da fonte de laser, idêntico ao de uma cirurgia de hipermetropia do tipo LTK (*laser thermal keratoplasty*) (McGhee et alii, 1997).

A modelagem tridimensional foi feita com vinte e cinco nós na superfície da córnea e trinta e seis nós na direção radial como mostram as Figs. 2 e 3. Devido à simetria do problema, o balanço de energia foi determinado para apenas um quadrante dos nós, com a numeração mostrada nas mesmas figuras. O contorno da córnea foi considerado com uma temperatura constante de 37°C. Os pontos 1,2,3,7,8 e 9 consistem nos pontos de aplicação do laser.

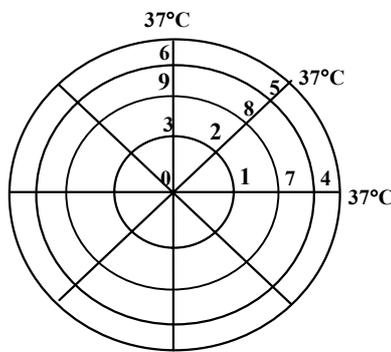


Figura 2 - Visão superior da córnea

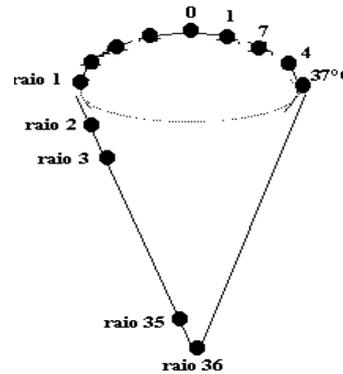


Figura 3 - Vista transversal da cunha esférica

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

$$\sum_j \frac{T_j^p - T_i^p}{R_{ij}} + Q \Delta V_i = C_i \frac{T_i^{p+1} - T_i^p}{\Delta t} \quad (5)$$

onde i é o nó para cujo volume de controle se está considerando o balanço de energia, j é qualquer nó seu vizinho, e a capacidade térmica é dada por: $C_i = \rho c_p \Delta V_i$.

As resistências térmicas são dadas pelas expressões abaixo:

$$R_m^\pm = \frac{\Delta r}{\left(r_m \pm \frac{\Delta r}{2}\right)^2 \sin \theta \Delta \phi \Delta \theta k}, \quad R_n^\pm = \frac{\Delta \phi \sin \theta}{\Delta r \Delta \theta k}, \quad R_k^\pm = \frac{\Delta \theta}{\sin\left(\theta \pm \frac{\Delta \theta}{2}\right) \Delta r \Delta \phi k} \quad (6)$$

com m = indicador da resistência térmica na direção radial (r),
 n = indicador da resistência térmica na direção angular (direção ϕ),
 k = indicador da resistência térmica na direção angular (direção θ),
e os sinais \pm indicam a direção crescente (+) ou decrescente (-) de cada coordenada.

Devido à simetria do modelo adotado apenas o balanço dos nós zero, um, quatro e sete são mostrados a seguir.

Balço de energia da superfície externa da córnea (raio externo, raio 1)

Balço de energia do nó 0 (centro da córnea)

$$T_{1,0}^{p+1} = \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,0}} \left[\frac{2T_{1,1}^p + 2T_{1,3}^p + 4T_{1,2}^p}{R_k^+} + \frac{T_{2,0}^p}{R_m^-} + T_\infty h A_{1,0} \right] + T_{1,0}^p \left[1 - \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,0}} \left(\frac{8}{R_k^+} + \frac{1}{R_m^-} + hA_{1,0} \right) \right] \quad (7)$$

Balço de energia do nó 1 (superfície da córnea e ponto de aplicação do laser)

$$T_{1,1}^{p+1} = \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,1}} \left[\frac{T_{1,0}^p}{R_k^-} + \frac{T_{1,7}^p}{R_k^+} + 2 \frac{T_{1,2}^p}{R_n} + \frac{T_{2,1}^p}{R_m^-} + T_\infty h A_{1,1} + Q_{1,1} \Delta V_{1,1} \right] + T_{1,1}^p \left[1 - \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,1}} \left(\frac{1}{R_k^-} + \frac{1}{R_k^+} + \frac{2}{R_n} + \frac{1}{R_m^-} + hA_{1,1} \right) \right] \quad (8)$$

Balço de energia do nó 4 (superfície da córnea)

$$T_{1,4}^{p+1} = \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,4}} \left[\frac{T_{1,1}^p}{R_k^-} + \frac{T_\infty}{R_k^+} + 2 \frac{T_{1,5}^p}{R_n} + \frac{T_{2,4}^p}{R_m^-} + T_\infty h A_{1,4} \right] + T_{1,4}^p \left[1 - \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,4}} \left(\frac{1}{R_k^-} + \frac{1}{R_k^+} + \frac{2}{R_n} + \frac{1}{R_m^-} + hA_{1,4} \right) \right] \quad (9)$$

Balço de energia do nó 7 (superfície da córnea e ponto de aplicação do laser)

$$T_{1,7}^{p+1} = \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,7}} \left[\frac{T_{1,1}^p}{R_k^-} + \frac{T_{1,4}^p}{R_k^+} + 2 \frac{T_{1,8}^p}{R_n} + \frac{T_{2,7}^p}{R_m^-} + T_\infty h A_{1,7} + Q_{1,7} \Delta V_{1,7} \right] + T_{1,7}^p \left[1 - \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{1,7}} \left(\frac{1}{R_k^-} + \frac{1}{R_k^+} + \frac{2}{R_n} + \frac{1}{R_m^-} + hA_{1,7} \right) \right] \quad (10)$$

Balço de energia dos raios internos (abaixo da superfície da córnea) (raios internos, raios 2 a 36)

Para os nós abaixo da superfície está apresentada a seguir apenas uma equação, a do nó 1, raio qualquer, para exemplificar todos os demais nós internos. Neste ponto é considerado que existe uma fonte de calor devida à penetração do laser no tecido, conforme a lei de Beer.

Balço de energia do nó 1

$$T_{r,1}^{p+1} = \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{r,1}} \left[\frac{T_{r,0}^p}{R_k^-} + \frac{T_{r,7}^p}{R_k^+} + 2 \frac{T_{r,2}^p}{R_n} + \frac{T_{r-1,1}^p}{R_m^-} + \frac{T_{r+1,1}^p}{R_m^+} + Q_{r,1} \Delta V_{r,1} \right] + T_{r,1}^p \left[1 - \frac{\Delta t}{\rho c_p \Delta V_{r,1}} \left(\frac{1}{R_k^-} + \frac{1}{R_k^+} + \frac{2}{R_n} + \frac{1}{R_m^-} + \frac{1}{R_m^+} \right) \right] \quad (11)$$

4. RESULTADOS

O modelo esférico considerado é composto por três camadas: córnea, humor aquoso e cristalino, sendo a primeira a mais externa. Os dados físicos e geométricos referentes a elas estão listados na Tabela 1.

Tabela 1. 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 córnea possui comprimento de 12 mm na horizontal. O raio da esfera do modelo foi considerado como sendo de 7,16 mm. Para sua espessura foi tomado o valor de 0,8 mm como o valor médio.

Para o coeficiente de transferência de calor por convecção entre a córnea e o ambiente foi tomado o valor de 4,9 W/m²°C (Colin& Houdas, 1967).

Para a fonte de laser foi considerada a de Ho:YAG, pela sua aplicação mais freqüente ao tipo de cirurgia aqui simulado (Alió et al.,1997). Para a mesma, os parâmetros considerados foram (McGhee,1997 e Alió, 1997):

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

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

Fluência: 19 mJ / pulso

Duração do pulso: 250μs

Diâmetro do feixe: 800 μm

Freqüência: 5Hz.

A fonte foi aplicada aos nós 1,2,3,7,8 e 9 de cada camada radial.

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.

Nos gráficos abaixo estão apresentados os resultados obtidos pela simulação. Foram considerados 5s de uma cirurgia, na qual foram aplicados 25 pulsos, portanto o caso mais crítico para a propagação de calor.

Na Fig. 4 encontram-se representadas as temperaturas da superfície da córnea (raio 1). Os nós 1 e 7 são pontos de aplicação de laser tendo portanto temperaturas muito próximas e bem mais elevadas (maiores que 80 °C) que as mencionadas em McGhee(1997), que cita que em cirurgias deste tipo as temperaturas ficam controladas em torno de 60 °C. Os valores obtidos pela função dano (Fig.5) são bastante elevados a partir de 4s, ou seja em cirurgias que usem mais de 20 pulsos por ponto. Nos pontos de aplicação do laser, na verdade, o dano local do tecido é a meta da cirurgia. Porém o mesmo não deve se estender além do endotélio. Os resultados aqui apresentados não comprovam esta expectativa, pois as temperaturas nos nós 1 e 7 na altura do endotélio (raio 4)(Fig.6) chegam a 80 °C, com respectivos danos ainda altos (Fig.7). De acordo com esta expectativa, cirurgias desta natureza para correção de hipermetropia não deveriam exceder 3s, pois nessa situação as temperaturas no fim do endotélio ficariam na ordem de 60 °C. Os demais nós (0 e 4) da malha não são submetidos a temperaturas que possibilitem dano térmico ao local.

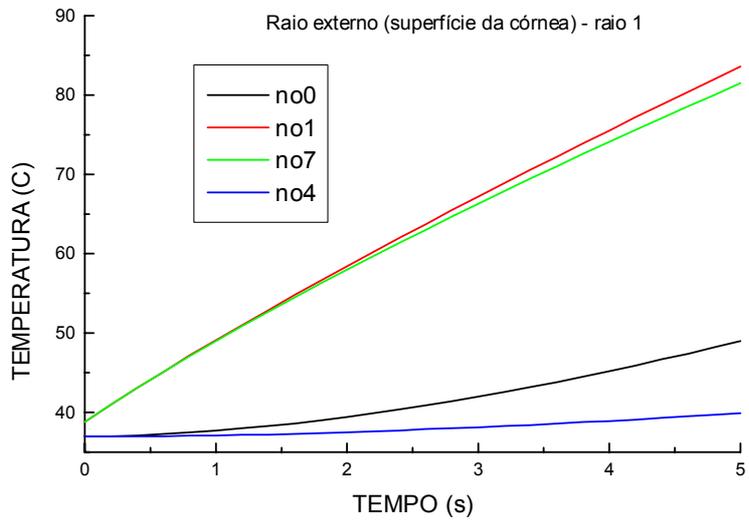


Figura 4. Temperatura em função do tempo nos nós externos da córnea (raio 1).

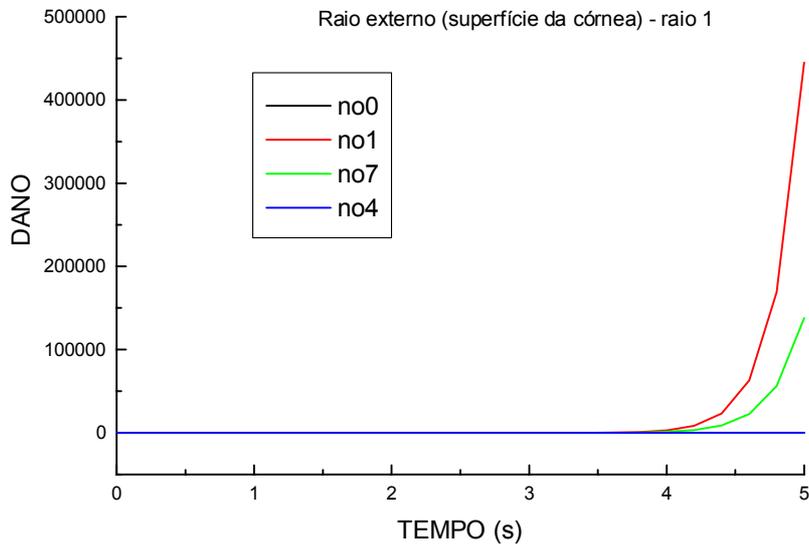


Figura 5. Função dano versus tempo nos nós externos da córnea (raio 1).

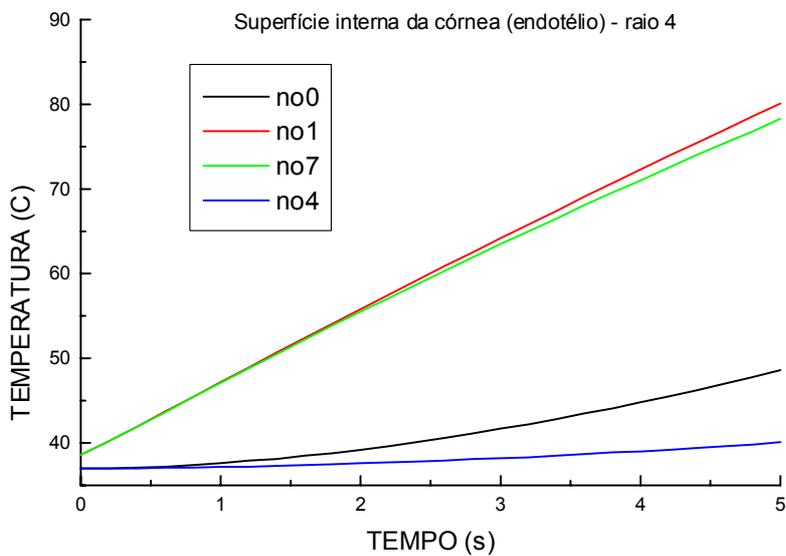


Figura 6. Temperatura em função do tempo nos nós no fim do endotélio (raio 4).

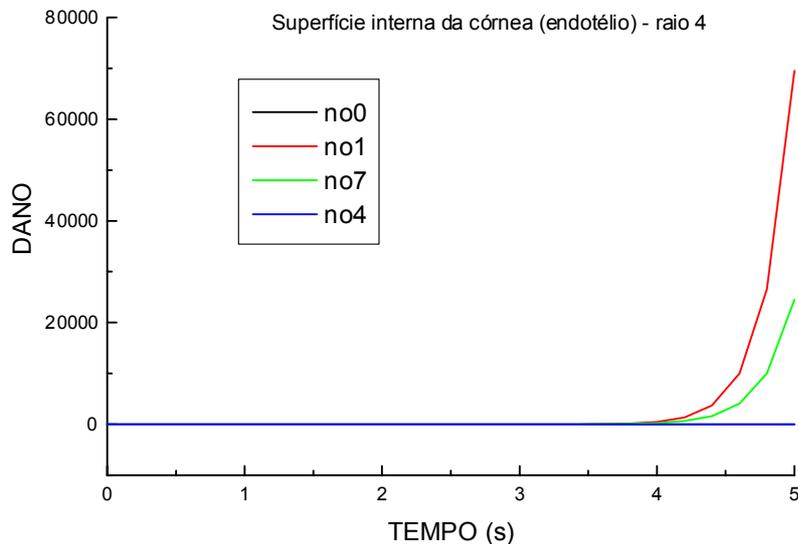


Figura 7. Função dano versus tempo nos nós no fim do endotélio. (raio 4)

5. CONCLUSÕES

Medidas reais de temperaturas *in vivo* são impossíveis em cirurgias como a aqui analisada. Assim quaisquer informações adicionais passam a ter grande valia, principalmente para orientar procedimentos médicos. À medida que resultados forem sendo aperfeiçoados, com a introdução de outros modelos biológicos, pode-se chegar a orientar a compra de aparelhos usados nas cirurgias, que são de alto custo e algumas vezes aposentados, por apresentarem desvios significativos dos resultados esperados. Como conclusão primordial do presente trabalho, tem-se a recomendação que cirurgias de hipermetropia que utilizem um laser idêntico ao aqui utilizado, não devem ter duração superior a 3s, correspondentes a 15 pulsos por ponto, uma vez que em tempos maiores, as temperaturas do endotélio e dano térmico correspondentes são bastante elevados, podendo ocasionar morte de células no local. Pretende-se que a continuidade do presente trabalho seja a simulação de cirurgias de miopia, com o uso do excimer laser de varredura, devido aos melhores resultados obtidos e à sua frequência de realização. O que for possível de se predizer numericamente, através de simulações de outras cirurgias oftalmológicas, deverá ser confrontado num futuro próximo com danos contabilizados pela microscopia eletrônica posterior às cirurgias, e na qual se faz uma contagem da perda de células. Parte dessa perda pode ser atribuída ao superaquecimento.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ALIÓ, I., ISMAIL, M.M., PEGO, J.L.S. "Correction of hyperopia with non-contact Ho: YAG laser thermal keratoplasty", **Journal of Refractive Surgery**, v.13, p.17-22, 1997.
- COLIN, J., HOUDAS, Y. "Experimental determination of coefficient of heat exchange by convection of human body", **Journal of Applied Physiology**, v.22, p.31-38, 1967.
- DILLER, K.R. "Modeling of Bioheat Transfer Process". In: **Bioengineering heat transfer**, vol 22. Editado por Young I. Cho, Academic Press, 1982.
- KAMPMEIER, J., RADT, B., BIRNGRUBER, R., BRINKMANN, R. "Thermal and biomechanical parameters of porcine cornea", **Cornea**, v.19 (3), p.355-363, 2000.
- KRUEGER, R.R., JUHASZ, T., GUALANO, A., & MARCHI, V. "The picosecond laser for nonmechanical laser in situ keratomileusis", **Journal of Refractive Surgery**, v.14, p.467-469, 1998
- MCGHEE, C.N.J., ANASTAS, C.N., JENKINS, L., ROGERS, C.M., DANJOUR, J.P. "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, 1997.
- PORTELLINHA, W., NAKANO, K., OLIVEIRA, M., SIMOCELI, R. "Laser in situ keratomileusis for hyperopia after thermal keratoplasty", **Journal of Refractive Surgery**, v.15, p.218-220, 1999.

PRIEBE, L.A., WELCH, A.J., “Asymptotic rate process calculations of thermal injury to the retina following laser irradiation”, **Journal of Biomechanical Engineering**, v.100, p.49-54, 1978.
SCOTT, J.A. (a) “A finite element model of heat transport in the human eye”, **Phys. Med. Biol.**, v.33 (2), p.227-241, 1988.
SCOTT, J.A. (b) “The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation”, **Phys. Med. Biol.**, v.33 (2), p.243-257, 1988.
SMOLIN G.&, THOFT, R.A. **The cornea: scientific foundations and clinical practice**, 3d. Ed.
THOMAS, C.I. **The cornea**. Springfield, 1995.
WELCH, A.J. “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, 1985.

NUMERICAL STUDY OF THE TEMPERATURE FIELD AND DAMAGE FUNCTION IN THE CORNEA DURING LASER REFRACTIVE SURGERY

Rita de Cássia Fernandes de Lima¹

1. Departamento de Engenharia Mecânica - UFPE
R. Acadêmico Hélio Ramos, s/n – Cidade Universitária
50740-530- Recife- PE
e-mail: ritalima@npd.ufpe.br

Giselle Maria Lopes Leite da Silva² e **Denízio Dantas de Almeida**³

2 Departamento de Engenharia Química -UFPE
3. Hospital de Olhos de Pernambuco - HOPE

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. These parameters include: a) thermal conductivity, b) the absorption coefficients, and c) the coefficients of heat transfer to the ocular tissues and to the surrounding environment. 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. 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.*

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