

UM ESTUDO PRELIMINAR DOS EFEITOS DA TERMOTERAPIA TRANSPUPILAR EM TUMORES OCULARES ATRAVÉS DO MÉTODO DOS VOLUMES FINITOS EM MALHAS NÃO ESTRUTURADAS

CON10-0875

Resumo: Neste trabalho será utilizado um modelo numérico bidimensional do olho humano para investigar a evolução da temperatura em regime transitório e seus efeitos no olho humano com melanoma da coróide submetido a radiação de um laser. O modelo incorpora a equação da biotransferência de calor desenvolvida por Harry H. Pennes que inclui um termo fonte/sumidouro que responde pelo calor transferido através da perfusão sanguínea. A análise será feita a partir de uma imagem de ultrassom de um paciente onde se encontram dimensões do olho e do tumor. As temperaturas são calculadas através do programa comercial de CFD (Computational Fluid Dynamics), FLUENT, que emprega o método dos volumes finitos (MVF) em malhas não estruturadas. Os resultados numéricos obtidos pela presente simulação apresentaram valores satisfatórios e qualitativamente concordantes com a literatura disponível. Os pontos fortes do modelo são: a utilização de um único termo escalar que leva em conta a perfusão sanguínea; os cálculos assumindo a lei de Beer para absorção da radiação, sendo cada camada de tecido considerada termicamente homogênea e isotrópica e a aplicação da técnica dos volumes finitos que permite resolver a equação da condução de calor para a interação da radiação com os vários tecidos biológicos e para distribuições complexas de fontes de calor. No futuro, estes resultados serão utilizados para analisar a propagação da frente de ablação do tumor, com a consequente mudança na sua forma e dimensões.

Palavras-chave: Melanoma da coróide, Termoterapia transpupilar a laser (TTT), Biotransferência de calor, Método dos volumes finitos, Malhas não estruturadas.

1. INTRODUÇÃO

O melanoma da coróide é o câncer ocular mais comum, com incidência de seis casos por milhão de habitantes por ano (Cruickshanks et al., 1999). Acomete preferencialmente indivíduos acima dos 50 anos de idade e da raça branca, sendo raro nas raças negra e asiática. Em alguns pacientes ele é assintomático, enquanto em outros pode causar perda de visão, defeitos no campo visual, ftopsia ou dor (Arcieri et al., 2002).

A escolha do tratamento para o melanoma de coróide é controversa em muitos aspectos e ainda não há consenso sobre o protocolo a ser seguido. Dentre as diferentes opções terapêuticas temos: observação periódica, enucleação, exenteração, ressecção cirúrgica localizada, braquiterapia, irradiação por feixe externo de partículas carregadas, fotocoagulação e termoterapia transpupilar a laser (Valenzuela, 2009). A remoção de tumores através de cirurgia é um processo doloroso, traumatizante e algumas vezes inaplicável. Por isso, o tratamento hipotérmico denominado termoterapia transpupilar a laser tem despertado grande interesse e apresentado resultados satisfatórios para determinados tipos de tumores.

A termoterapia transpupilar (TTT) é uma modalidade de tratamento que utiliza um laser de diodo modificado, com comprimento de onda de 810 nm, para produzir um aquecimento localizado e uniforme com subsequente obliteração dos vasos mal formados e redução no tamanho do tumor (Shields et al., 1998). A TTT é um método recente que tem se revelado eficaz no tratamento de pequenos melanomas de coróide posterior; devido ao sistema vascular irregular que impede uma boa disseminação do calor, aquecendo o tumor mais que os tecidos peritumorais.

O tempo de aplicação do laser é função da sua potência, sendo determinado experimentalmente pela própria reação tecidual. Ou seja, quando começa a ocorrer uma discreta mudança na coloração do melanoma, o tratamento é interrompido neste ponto (Roizenblatt et al., 2002). Tal procedimento é insatisfatório, pois pode induzir a erros por parte dos médicos que conduzem o procedimento cirúrgico. Portanto, a simulação numérica desses procedimentos pode ser fundamental, fornecendo parâmetros confiáveis como tempo de exposição para conduzir a cirurgia com o mínimo risco para o paciente.

Para proceder a simulação computacional do campo de temperaturas e da função dano térmico será usada uma imagem de ultrassom de um paciente portador de um melanoma da coróide. Como o domínio a ser simulado envolve geometrias complexas serão usadas malhas não-estruturadas com elementos triangulares. O programa comercial FLUENT será utilizado para solucionar a equação da biotransferência de calor na sua forma bidimensional, em regime transitório e em regime estacionário. O FLUENT resolve as equações baseando-se no método dos volumes finitos, pois esse método garante conservação discreta local e global da propriedade analisada.

2. OBJETIVOS

Desenvolver um modelo matemático e computacional para determinar a temperatura, em regime transitório e estacionário, e seus efeitos no olho humano quando submetido à radiação de um laser. Posteriormente, este modelo também será utilizado para avaliar o dano térmico causado ao tecido e fornecer uma estimativa do tempo ótimo de exposição em procedimentos de TTT.

3. DESCRIÇÃO DO MODELO FÍSICO

A primeira relação quantitativa que descreveu a transferência de calor em tecidos humanos que considera os efeitos da perfusão sanguínea na temperatura do tecido foi apresentada por Harry H. Pennes (Charny, 1992). Ela representa a distribuição espacial e temporal da temperatura em sistemas vivos e é denominada “*Bioheat Transfer Equation (BHTE)*”, podendo também ser chamada de Equação da Biotransferência de Calor “*Tradicional*” ou “*Clássica*” ou de “*Pennes*”. Devido à sua simplicidade, é o modelo térmico mais usado para tecido vivo. A equação da biotransferência de calor é uma equação de condução de calor que inclui um termo fonte/sumidouro que responde pelo calor transferido através da perfusão sanguínea. Sua forma geral é

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla(k_t \nabla T_t) + Q_m + Q_p + Q \quad (1)$$

onde, c_t é o calor específico do tecido ($\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$); ρ_t é a densidade do tecido (kg m^{-3}); T_t é a temperatura do tecido (K); t é o tempo (s); Q_m é a taxa volumétrica de geração de calor metabólico (W m^{-3}); Q_p é a taxa volumétrica de calor devido à perfusão sanguínea (W m^{-3}); k_t é a condutividade térmica do tecido ($\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$); Q é a taxa volumétrica de calor devido à fonte externa (W m^{-3}).

O segundo termo do lado direito da Eq.(1) representa um sumidouro de calor que é devido à retirada convectiva de calor efetuada pelo sangue através da vascularização capilar que está presente nos tecidos vivos. O termo é representado por (Diller, 1982 in: Silva, 2004):

$$Q_p = \omega \rho_b c_b (T_a - T_v) \quad (2)$$

onde, ω é a taxa de perfusão sanguínea (s^{-1}); ρ_b é a densidade do sangue (kg m^{-3}); c_b é o calor específico do sangue ($\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$); T_a é a temperatura do sangue arterial entrando no tecido e T_v é a temperatura do sangue venoso saindo do tecido, ambas em Kelvin.

Normalmente se supõe que a temperatura do sangue que entra na região capilar é igual à temperatura arterial ($T_s = T_a$), e que a temperatura do sangue que a deixa é igual à temperatura do sangue venoso, T_v , e que pode ser considerada igual à temperatura do tecido local ($T_v = T_t$). A velocidade do sangue nos vasos capilares é muito pequena, com um número de Peclet (que expressa a razão entre a transferência de calor por convecção e a transferência de calor por condução) muito menor que a unidade. Este fato justifica a consideração de que a temperatura do sangue venoso saindo do tecido seja igual à temperatura do mesmo (Charny, 1992 in: Silva, 2004). Então a Eq. (1) torna-se:

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial t} = \nabla(k_t \nabla T_t) + \omega \rho_b c_b (T_a - T_t) + Q \quad (3)$$

Para o caso a ser estudado, o termo de fonte externa Q , na Eq.(3), é devido à radiação infravermelha de um laser de diodo com comprimento de onda igual a 810 nm e onda contínua.

A Figura (1) mostra uma representação esquemática simplificada de um olho, portador de um melanoma, como uma estrutura composta por camadas de tecidos oculares diferentes. Para simplificar a modelagem, foram assumidas as seguintes hipóteses:

- a) o olho humano é uma estrutura sólida composta por camadas de tecidos diferentes e em contato entre si;

- b) o feixe da radiação do laser incidente é considerado com o padrão “spot”, que tem intensidade I_0 constante e independente de r ;
- c) a radiação penetra no tecido sem sofrer espalhamento;
- d) as propriedades térmicas para os diversos tipos de tecido são homogêneas e isotrópicas;
- e) a superfície da córnea troca calor por convecção e radiação com o ambiente externo;
- f) a geração de calor metabólico não é considerada, pois seu valor é bem inferior à potência do laser;
- g) a temperatura do sangue é considerada igual a 37°C ;
- h) a retina e o tumor são considerados como uma única região, devido à pequena espessura da retina e ao fato de que a maior parte da radiação infravermelha ser absorvida no tecido melanótico do tumor.

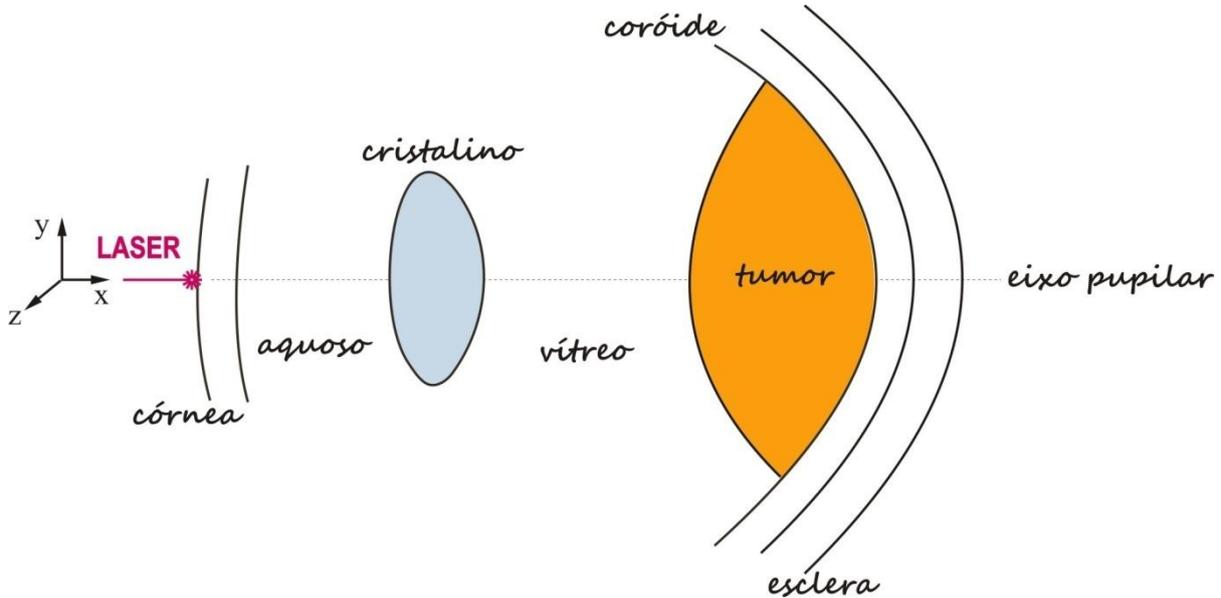


Figura 1. Representação esquemática simplificada dos tecidos para a modelagem do olho.

Um dos termos mais importantes na Eq. (3) é o termo de fonte Q . Em primeira aproximação, pode-se assumir que a luz do laser penetra no tecido sem espalhamento e que a taxa local de absorção da energia radiante é proporcional à intensidade, segundo a lei de Beer (Shitzer, 1985). Isto leva a um decrescimento exponencial da intensidade e da taxa de absorção ao longo da direção de propagação de um feixe cilíndrico passando através de um meio homogêneo. A taxa volumétrica de geração de calor devida à fonte de laser, $Q(r, z)$, na Eq. (3) é, portanto, dada por (Welch, 1985)

$$Q(r, z) = \beta I_0(r) e^{-\beta z} \quad (4)$$

onde, r é a posição radial dentro do feixe cilíndrico (m); z é a distância entre a superfície onde a radiação incide e a camada absorvedora (m); I_0 é a intensidade do feixe na superfície da camada absorvedora (W m^{-2}) e β é o coeficiente de absorção (m).

A técnica dos volumes finitos permite escrever equações de diferenças que exprimem as relações de conservação de massa e energia. Uma das grandes vantagens desse método é a possibilidade de aplicá-lo diretamente sobre malhas com espaçamentos não uniformes. No caso de uma propriedade genérica ϕ e considerando os fluxos convectivos e difusivo, além de uma possível geração e/ou consumo interno da mesma, pode-se escrever para a taxa de variação de ϕ em um volume de controle V :

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho \phi dV + \oint_A \rho \phi \vec{v} dA = \oint_A \Gamma_\phi \nabla \phi dA + \int_V S_\phi dV \quad (5)$$

onde, ρ é a densidade; \vec{v} é o vetor velocidade; Γ_ϕ é o coeficiente de difusão de ϕ ; S_ϕ é o termo fonte de ϕ por unidade de volume; $\nabla \phi$ é o gradiente de ϕ e V é o volume de controle.

Neste trabalho considera-se que o meio permanece em repouso ($\vec{v} = 0$), o termo relativo à convecção torna-se nulo e a Eq. (5) se reduz a:

$$\frac{\partial}{\partial t} \int_V \rho \phi dV = \oint_A \Gamma_\phi \nabla \phi dA + \int_V S_\phi dV \quad (6)$$

4. ANÁLISE BIDIMENSIONAL DO PROBLEMA

4.1. O Problema Analisado

Neste estudo será considerado um modelo bidimensional do olho humano para determinar a temperatura e o dano térmico no interior do olho portador de um melanoma de coróide. A análise será feita a partir de uma imagem de ultrassom de um paciente, onde se encontram dimensões do olho e do tumor.

A seguir são apresentadas as hipóteses e considerações adotadas para a simulação do problema aqui considerado:

- O corpo ciliar é a estrutura vascular que secreta o líquido transparente – humor aquoso – dentro do olho e contém o músculo ciliar, responsável por alterar a forma do cristalino. Suas propriedades termofísicas assim como as da íris são idênticas às do humor aquoso (Amara, 1995). Portanto essas regiões serão consideradas como uma única região homogênea;
- Por ser uma camada muito fina e também devido ao fato de que o tumor absorve a maior percentagem da energia do laser, devido à alta concentração de melanina presente no mesmo, a retina e o tumor serão considerados como uma única região homogênea;
- O humor aquoso é considerado estagnado (Emery et al., 1975; Scott, 1988; Kramar et al., 1978).
- A superfície da córnea troca calor por convecção e radiação com o ambiente externo que se encontra a 25°C;
- A transferência de calor dentro do olho ocorre por condução;
- A temperatura do sangue é considerada igual a 37°C;
- É considerada perfusão sanguínea, apenas, no tumor e na coróide;
- A ação focalizadora do cristalino é negligenciada porque o diâmetro do feixe de laser é muito pequeno e incide numa direção que coincide com o eixo pupilar.

4.2. Geometria do Olho e Propriedades Termofísicas

A Figura.(2) mostra um esquema do olho humano com melanoma de coróide, construído a partir de uma imagem de ultrassom, dividido em sete regiões para os propósitos da modelagem. O diâmetro do olho ao longo do eixo pupilar é de aproximadamente 24 mm (Adler, F.H., 1970; L'Huillier, J.P. & Apiou-Sbirlea, G., 2000 in: Narasimhan et al., 2009). A metade posterior do globo ocular humano é quase esférica (Forrester et al., 2001). Cada região é considerada homogênea e o olho pode ser considerado simétrico em relação ao eixo pupilar desde que se desconsidere a presença do nervo óptico.

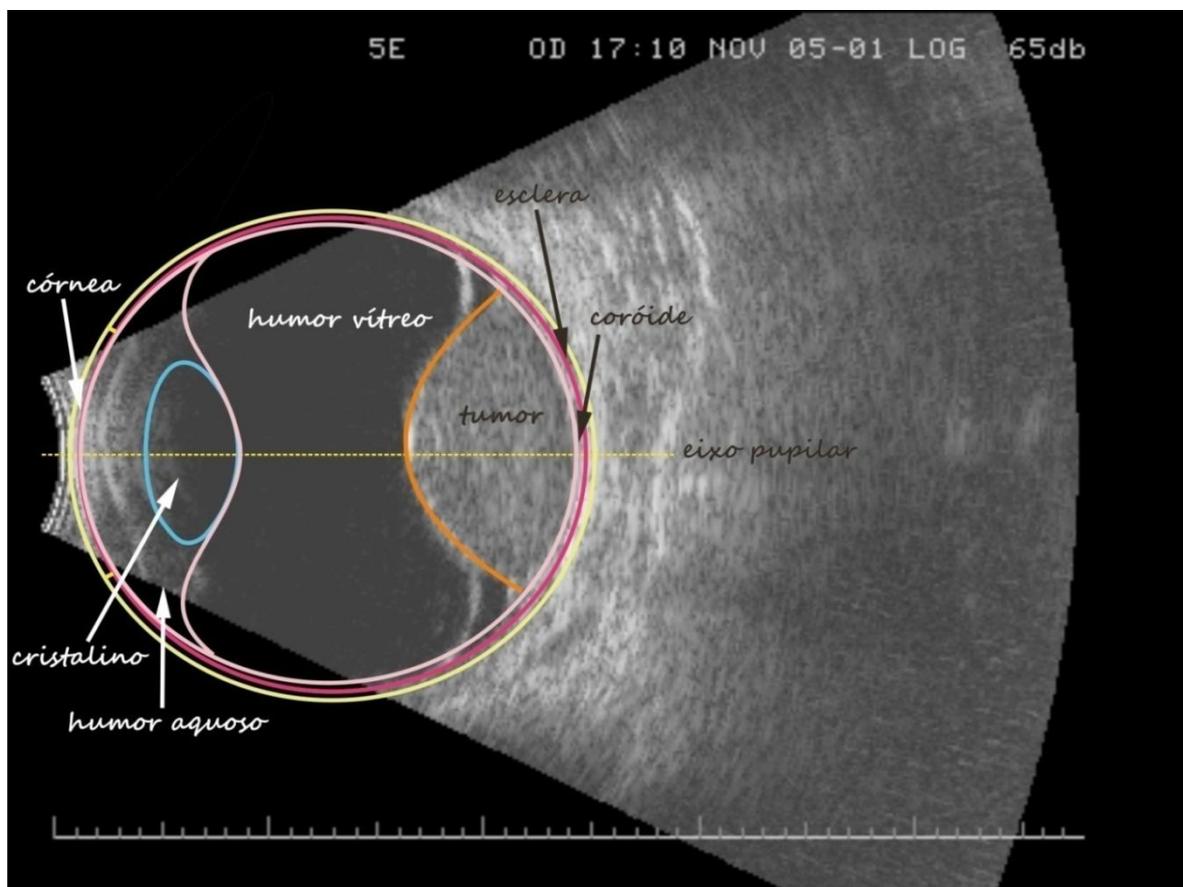


Figura 2. Um esquema para o modelo do olho com melanoma de coróide.

A superfície anterior do olho é a córnea, cuja espessura será assumida constante e igual a 0,4 mm. O cristalino do olho humano tem um diâmetro de 8,4 mm e espessura de 4,3 mm. A espessura da esclera é constante e aproximadamente igual a 0,7 mm. O diâmetro e a espessura do tumor são, respectivamente, iguais a 14,2 mm e 7,9 mm.

Assume-se que os valores da condutividade térmica (k), massa específica (ρ), calor específico (c), perfusão sanguínea (ω) e coeficiente de absorção (β) são constantes dentro de cada região do globo ocular. Estas propriedades podem ser encontradas na literatura e estão descritas na Tab. (1).

A maior dificuldade em modelagens precisas para aquecimentos em células cancerígenas provem da falta de informação e de confiabilidade sobre as taxas volumétricas de perfusão sanguínea, especialmente em tecidos neoplásicos. Nos tumores o caso torna-se ainda mais complexo, pois o tumor cresce de forma desordenada e os valores das taxas de perfusão não podem ser considerados exatos, aumentando a imprecisão nos valores das temperaturas calculadas numericamente. Além do mais, o valor e a direção do fluxo sanguíneo nos tumores não são fixos devido ao seu crescimento vascular e devido ao processo necrótico. E ainda, a capilaridade venosa pode se comportar como uma capilaridade arterial em diferentes tempos (Jain, 1985).

Tabela 1. Propriedades termofísicas para as camadas do olho e para o tumor.

Camada	Densidade (kg m^{-3})	Calor específico ($\text{J kg}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$)	Condutividade ($\text{W m}^{-1} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$)	Coefficiente de absorção ^(*) (m^{-1})
Humor vítreo	1000	4178	0,603	7,69
Tumor	1040	3900	0,70	1250,00
Esclera	1050	4178	0,58	120,52
Córnea	1050	4178	0,58	120,52
Humor aquoso	1000	3997	0,58	16,82
Cristalino	1050	3000	0,40	20,26
Coróide	1000	4190	0,628	6868,33

(Fontes: Amara, 1985; Scott, J.A., 1988; Guimarães, C., 2003 e S. Özen, 2002)

^(*) Os valores para o coeficiente de absorção nas diversas camadas do olho para a radiação infravermelha do laser de diodo (810 nm) foram obtidos através de interpolação linear utilizando-se os dados encontrados em Amara (1995) que fornece valores deste coeficiente para o laser de Nd-YAG (1060 nm) e o de Rubi (694,3 nm).

4.3. Condições Iniciais e de Contorno

a) Na superfície posterior da esclera foi considerada uma condição de contorno de temperatura constante e igual a 37 °C que é a temperatura média do núcleo do corpo de seres humanos.

b) Considera-se que a córnea é a única região do olho que está exposta ao meio ambiente. Sob temperatura ambiente menor que a temperatura da superfície da córnea, o olho perde calor por convecção, radiação e evaporação do filme lacrimal. Uma camada de filme lacrimal cobre a superfície da córnea. Esta camada evapora e é repostada constantemente através do piscar das pálpebras. Esta perda de calor da córnea gera um fluxo de calor das regiões de temperaturas maiores dentro do olho para a superfície da córnea. Então, uma condição de contorno convectiva, com coeficiente de transferência de calor estimado por Lagendijk (in: Scott, 1988) considerando a evaporação do filme lacrimal e a troca de calor por radiação e convecção da córnea para o ambiente é de: $\tilde{h} = (20 \pm 2)W/m^2 \text{ } ^\circ\text{C}$.

c) As temperaturas iniciais, nas várias regiões do olho, são obtidas através de uma simulação preliminar do regime permanente para o olho não exposto à radiação alguma e com temperatura de partida igual a 37 °C.

4.4. Método Numérico e Estudo de Convergência da Malha

Com as considerações descritas no item anterior foi definido um caso inicial a ser simulado com o objetivo de calcular as temperaturas e a função dano térmico em todos os pontos do domínio.

No domínio do nosso problema serão usadas malhas não-estruturadas devido à facilidade da adequação dessas malhas para geometrias complexas, permitindo ainda que refinamentos locais possam ser feitos em regiões específicas.

A Figura (3) mostra o modelo geométrico bidimensional do olho humano, com uma malha computacional gerada no domínio em questão. Modelos da malha para o olho foram criados usando o programa comercial GAMBIT. As coordenadas dos pontos da imagem, utilizadas pelo GAMBIT na geração da malha, foram adquiridas através do programa computacional APID - Aquisição de Pontos em Imagens Digitais – (Santos, 2007). São usados elementos triangulares para a malha no domínio do olho com refinamento (maior quantidade de elementos) na região do tumor, onde são esperadas as maiores e as mais rápidas mudanças de temperatura. O programa comercial FLUENT (<http://www.ansys.com>), que emprega o método dos volumes finitos (MVF), é utilizado para calcular as temperaturas e o dano térmico causado no olho e no tumor. Os cálculos foram efetuados utilizando-se uma formulação implícita com um esquema upwind de segunda ordem para as equações de energia.

Foi realizado estudo de independência da malha para o olho irradiado com laser. Sob regime estacionário, foram impostos: uma densidade de potência laser de 5000 W m^{-2} , um diâmetro de feixe de 2mm, uma temperatura de 37 °C

para o corpo e uma temperatura de 25 °C para o ambiente. Os resultados desse estudo são mostrados na Tab. (2). Baseados nesses resultados, a malha com 3050 elementos foi escolhida para as demais simulações.

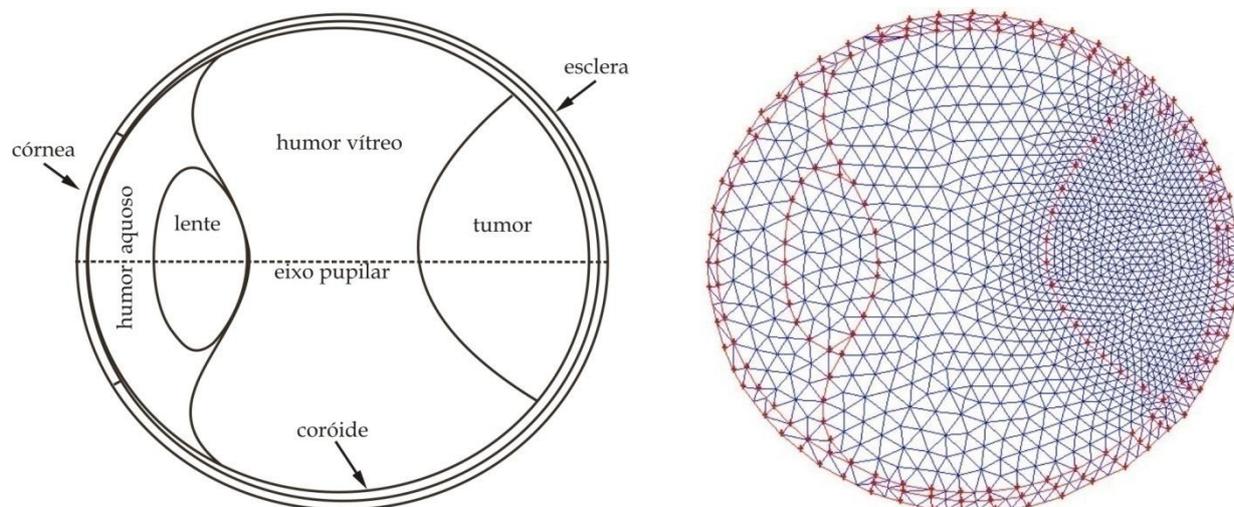


Figura 3. Domínio computacional bidimensional e malha triangular com 3050 elementos e 1575 nós, construídos a partir da imagem de ultrassom do olho de um paciente acometido por melanoma de coróide.

Tabela 2. Resultados dos testes para a independência da malha.

N. do teste	N. de elementos	Temperatura na superfície do tumor (°C)	ΔT (%) ^(*)
1	930	41,49	0,34
2	1340	41,42	0,17
3	2341	41,17	0,44
4	3050	41,37	0,05
5	3876	41,29	0,15

(*) em relação ao valor médio.

4.5. Resultados

Inicialmente é analisada a transferência de calor no olho humano não exposto à radiação do laser. São calculadas temperaturas nas várias regiões do olho em regime estacionário. Estes resultados serão utilizados como valores iniciais para cálculos em regime transitório.

A Figura (4) mostra isofoixas de temperatura obtidas para o olho humano com melanoma da coróide e não exposto à radiação alguma. Pode-se observar que os campos de temperatura apresentam uma forma circular cujo raio de curvatura diminui à medida que se aproxima da córnea. Este comportamento tem a ver com a geometria do olho e as condições de contorno impostas. A córnea cobre uma área frontal com diâmetro aproximado de 10 mm e perde calor para o ambiente, enquanto que a esclera cobre toda a superfície do globo ocular, exceto aquela que corresponde à córnea, e possui temperatura considerada constante por toda a superfície. As temperaturas variam de 34,3 °C, na superfície externa da córnea, a 37 °C na superfície externa da esclera.

A distribuição de temperatura ao final do transitório e ao longo do eixo pupilar está representada na Fig. (5). O eixo pupilar (eixo de simetria) é escolhido porque ele é menos influenciado pelos mecanismos de resfriamento do olho e é esperado que as maiores temperaturas ocorram sobre este eixo; expectativa esta que é confirmada pelos resultados dos cálculos efetuados. Observa-se que a temperatura aumenta abruptamente através da córnea, humor aquoso e cristalino e depois tende lentamente ao patamar de 37 °C à medida que atravessa o humor vítreo até atingir a esclera. Esta distribuição de temperaturas apresenta comportamento similar ao observado nos resultados obtidos por [Amara \(1995\)](#).

Isofoixas de temperatura para o olho irradiado com laser são mostradas na Fig. (6). Diferentemente da Fig. (4), aqui a distribuição de temperaturas segue outro padrão. Nota-se claramente uma distorção nos campos circulares devido à passagem da radiação do laser na direção do eixo pupilar. Além disso, como o valor do coeficiente de absorção no tumor para esta radiação é maior do que nas outras camadas, as temperaturas atingem os mais altos valores nesta região

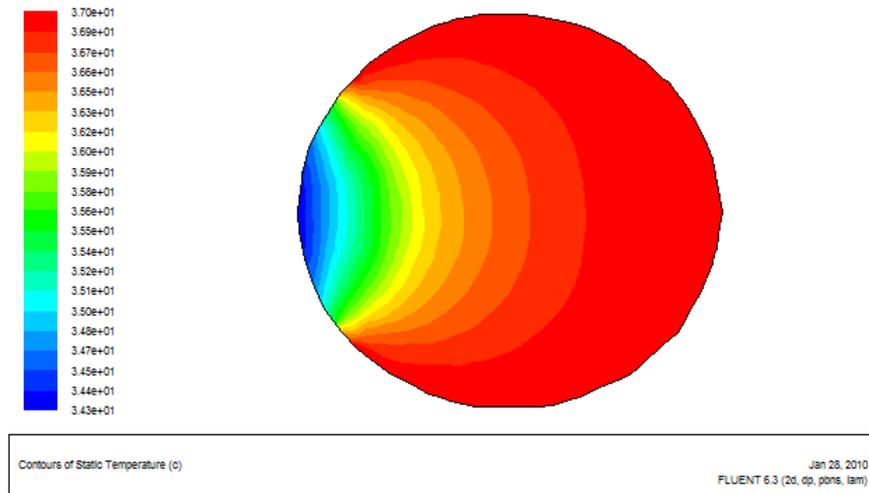


Figura 4. Isofaixas de temperatura dentro do olho humano não exposto à radiação.

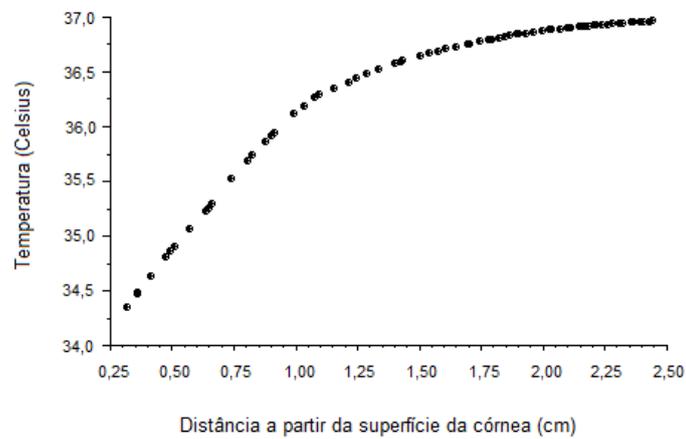


Figura 5. Temperaturas, em regime estacionário, ao longo do eixo pupilar do olho humano não exposto à radiação.

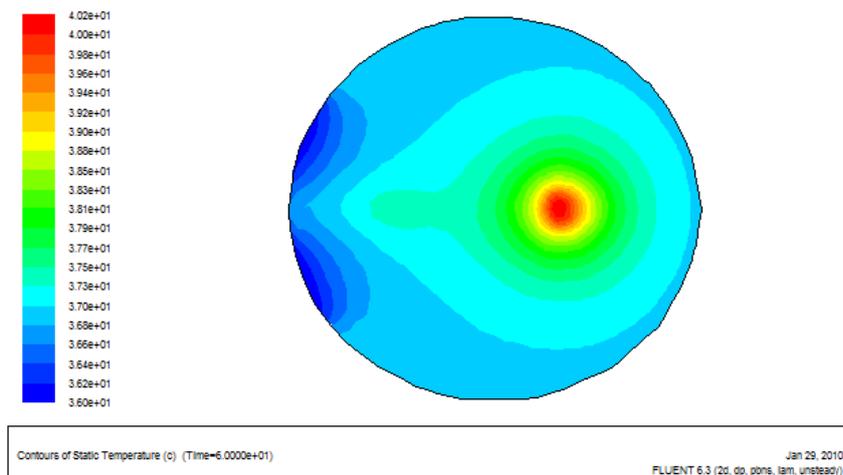


Figura 6. Isofaixas de temperatura dentro do olho humano quando irradiado com laser, densidade de potência igual a 5000 W/m^2 e tempo de exposição de 1 minuto.

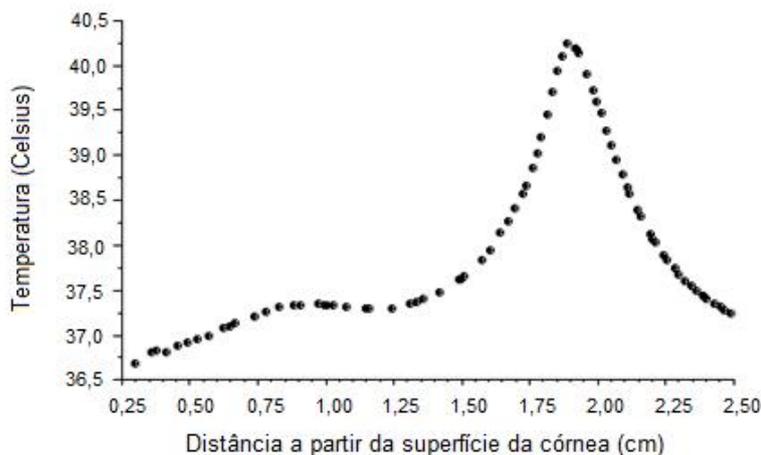


Figura 7. Temperaturas, regime transitório com duração de 1 minuto, ao longo do eixo pupilar do olho irradiado por laser com densidade de potência igual a 5000 W/m².

Na Figura (7), observa-se que a maior temperatura atingida está localizada na superfície do tumor. As pequenas alterações de temperatura na base do tumor ($z \approx 2,2\text{cm}$) estão de acordo com a literatura (Journée-de Korver, 1997), que afirma que nesta região a redução do tumor não é eficaz. Portanto nesta região não há efeitos hipertérmicos satisfatórios. Nota-se também que o tumor, devido ao seu coeficiente de absorção, torna-se uma região mais aquecida que as demais, fato este também em concordância com a literatura.

4.6. Conclusões e Discussões

Os resultados numéricos obtidos pela presente simulação, preliminar, apresentaram valores satisfatórios. Esta técnica já foi bem validada para lidar com problemas de natureza similar em trabalhos anteriores (Guimarães, 2003 e Silva, 2004). No atual estágio, faz-se necessário aperfeiçoar o modelo tanto quanto ao padrão geométrico utilizado, quanto à forma de aplicação do laser, em uma quantidade maior de pontos. Necessita-se também se obter parâmetros físicos mais exatos. A potência do laser e seu tempo real de aplicação serão mais detalhadamente analisados. Coeficientes de absorção desta radiação nos diversos tipos de tecido oculares precisam ser incorporados ao modelo. Em seguida será implementada no FLUENT, em linguagem C, uma UDF (User Defined Functions) a fim de calcular o dano térmico nos vários tecidos oculares. Uma vez solucionadas estas pendências, dar-se-á início à análise de um problema de fronteira móvel, que descreverá o comportamento temporal da destruição do tumor à medida que o laser estiver sendo aplicado e o tumor destruído. À medida que for introduzida a situação real da destruição do tumor, representada pela frente móvel da destruição do tumor, espera-se observar uma maior variação das temperaturas na parte posterior do tumor proporcionando melhoria e realidade à modelagem aplicada.

Finalmente, uma rápida análise do domínio simulado, mostra que para esse paciente analisado existe uma razoável simetria do mesmo em relação ao eixo pupilar. Por este motivo e para evitar uma modelagem tridimensional, com seus custos computacionais associados, pode-se desenvolver uma formulação do MVF adequada para lidar com modelos axissimétricos. Nessa formulação apenas a metade do plano que contém o eixo do sólido de revolução será discretizado com o objetivo de se obter resultados mais próximos da realidade.

5. REFERÊNCIAS

- Amara, E.H., 1995, "Numerical investigation on thermal effects of laser ocular media interaction", *International Heat and Mass Transfer*, Vol.38 (13), pp.2479-2488.
- Arcieri et al, 2002, "Estudo de melanoma de coróide na Universidade Federal de Uberlândia", *Arq Bras Oftalmol*, Vol.65, pp.89-93.
- Charny, C.K., 1992, *Mathematical Models of Bioheat Transfer*. In: CHO, Y.I., ed. *Advances in Heat Transfer: Bioengineering Heat Transfer*, Academic Press, Inc. Vol. 22, pp. 19-155.
- Cruickshanks, K.J., Fryback, D.G., Nondahl, D.M., Robinson, N., Keesey, U., Dalton et al., 1999, "Treatment choice and quality of life in patients with choroidal melanoma", *Arch Ophthalmol*, Vol.117, pp.461-467.
- Emery, A.F., Kramar, P., Guy, A.W., Lin, J.C., 1975, "Microwave induced temperature rises in rabbit eye during hyperthermic treatment", *J. Heat Transfer*, Vol. 97, pp.123-128.
- Forrester, J.V., Dick, A.D., McMenamin, P., Lee, W., 2001, "The Eye: Basic Sciences in Practice", Elsevier Health Sciences.

- Guimarães, C.S.C., 2003, “Modelagem Computacional da Biotransferência de Calor no Tratamento por Hipertermia em Tumores de Duodeno através do Método dos Volumes Finitos em Malhas Não Estruturadas”, Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica/Universidade Federal de Pernambuco, Recife.
- Jain, R.K., 1985, “Analysis of heat transfer and temperature distributions in tissues during local and whole-body hyperthermia”. In: Heat Transfer in Medicine and Biology – Analysis and Applications, Eds.: A. Shitzer, R.C. Eberhart, New York: Plenum Press, v.2, p.3-53.
- Journée-de Korver J. G., Oosterhuis J. A., Wolff-Rouendaal D., 1997, Histopathological findings in human choroidal melanomas after transpupillary thermotherapy. British Journal of Ophthalmology, v.89, p.234-239.
- Kramar, P., Harris, C., Emery, A.F. and Guy, A.W., 1978, “Acute microwave irradiation and cataract formation in rabbits and monkeys”, J. Microwave Power, Vol.13(3), pp.239-288.
- Lagendijk, J.J.W., 1982, “A mathematical model to calculate temperature distribution in human and rabbit eye during hyperthermic treatment”, Phys. Med. Biol., Vol.27, pp.1301-1311.
- Narasimhan et al., 2009, “Transient simulations of heat transfer in human eye undergoing laser surgery”, Int. J. Heat Mass Transfer, doi:10.1016/j.ijheatmasstransfer.2009.09.007.
- Özen, Ş., Çömlekçi, S., Çerezci, O. & Polat, Ö., 2002, “Electrical properties of human eye and temperature increase calculation at the cornea surface for RF exposure”, Biological Effects of EMFs, 2nd International Workshop, Rhodes, Greece, pp.882-887.
- Roizenblatt, J. & Rosa, A.A.M., 2002, “Termoterapia transpupilar como opção terapêutica para hemangiomas circunscrito de coróide – Relato de caso”. Arq. Bras. Oftalmol., Vol.65, pp.257-260.
- Scott, J.A., 1988, “The computation of temperature rises in the human eye induced by infrared radiation”, Phys. Med. Biol., Vol.33(2), pp.243-257.
- Shields, C.L., Shields, J.A. & Gündüz et al., 1998, “Radiation therapy for uveal malignant melanoma”, Ophthalmic Surg Lasers, Vol. 29, pp.397-409.
- Shitzer, A., Eberhart, R.C., 1985, Heat Transfer in Medicine and Biology - Analysis and Applications. Nova York, Plenum Press, Vol. 1 e 2.
- Silva, G.M.L.L., 2004, “Análise da biotransferência de calor nos tecidos oculares devido à presença de implantes retinianos através da utilização do método dos volumes finitos em malhas não-estruturadas”, Dissertação de Mestrado – Departamento de Engenharia Mecânica/Universidade Federal de Pernambuco, Recife.
- Valenzuela, H.G., 2009, “Melanoma Choroidal: Treatment & Medication”, Medscape’s Continually Updated Clinical Reference. (<http://emedicine.medscape.com>), consultado em 05/02/2010.
- Welch, A.J., 1985, “Laser irradiation of tissue”, In: Heat Transfer in Medicine and Biology – Analysis and Applications”, Eds.: A. Shitzer, R.C. Eberhart, New York: Plenum Press, Vol.2, pp.135-184.

A PRELIMINARY STUDY OF THE TRANSPUPILLARY THERMOTHERAPY EFFECTS IN OCULAR TUMORS USING THE FINITE VOLUME METHOD WITH UNSTRUCTURED MESHES.

José Duarte da Silva^{1,2}, joduartes@yahoo.com.br
Rita de Cássia Fernandes de Lima¹, ritailima@ufpe.br
Paulo Roberto Maciel Lyra¹, prmlyra@ufpe.br
Alcides Fernandes³, afilho@emory.edu

¹Universidade Federal de Pernambuco – Departamento de Engenharia Mecânica, Av. Acadêmico Hélio Ramos s/n, Cidade Universitária, CEP: 50740-530, Recife/PE.

²Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Pernambuco, Av. Prof. Luiz Freire 500, Cidade Universitária, CEP: 50740-540, Recife/PE.

³Emory University – Department of Ophthalmology, 1365-B Clifton Road NE, Atlanta/GA 30322 – USA.

Keywords: Choroidal melanoma, Transpupillary thermotherapy (TTT), Bioheat transfer, Finite volume method, Unstructured meshes.

Abstract: This paper presents a two-dimensional numerical model for the human eye in order to investigate the transient temperature evolution and the associated thermal effects in various regions of the human eye. The patient has a choroidal melanoma and he is submitted a laser radiation. The model was developed by employing the Pennes Bioheat Transfer Equation (BHTE). This formulation includes a source/sink term which takes into account the heat transferred due to the blood perfusion. The analysis was done using an ultrasound image of the patient. This kind of exam provides the dimensions of the eye and of the tumor. The CFD (Computational Fluid Dynamics) commercial software, FLUENT, which employ the finite volume method (FVM), is assigned to be the solver of the discretised equations. The numerical results show satisfactory values and they are qualitatively consistent with the available literature. The strengths of the model are: the use of a single scalar term which accounts for the blood perfusion; the

absorption probability of ocular tissue is modulated based on the Lambert-Beer's law to reproduce the exponential attenuation of the laser light with the depth within a biomaterial; the tissue thermal properties for each eye region are homogeneous and isotropic. Finally, a finite volume scheme was employed to discretise the conduction heat equation for laser interaction with several biological tissues and complex distributions of heat sources. In the future, these results will be used to analyze the propagation of the tumor ablation front, with the consequent change in its shape and dimensions.

6. DIREITOS AUTORAIS

Os autores são os únicos responsáveis pelo conteúdo do material impresso incluído no seu trabalho.