

Comparação entre modelos 3D e 2D no cálculo da distribuição de temperaturas no olho humano a partir do Método dos Volumes Finitos

O. P. Garcia*, P. R. M. Lyra* e R. C. Fernandes de Lima*

*Departamento de Engenharia Mecânica/UFPE, Recife - PE, Brasil
e-mail: olgapinheirogarcia@gmail.com

Resumo: O estudo da distribuição de temperaturas no olho é capaz de fornecer subsídios para tratamentos hipertérmicos e para o cálculo dos danos causados pela exposição à radiação de uma fonte de laser. Neste trabalho, foi desenvolvido um modelo tridimensional com diferentes condições de contorno na esclera, que foi comparado com modelos 2D e 3D encontrados na literatura. A consideração de convecção na superfície da esclera forneceu resultados mais coerentes com a literatura. Os resultados indicam que os modelos 2D podem subestimar a temperatura dos tecidos oculares.

Palavras-chave: Modelo 3D do olho humano, distribuição de temperaturas, *SolidWorks*, ANSYS, CFD.

Abstract: *The study of the temperature distribution in the human eye can give support for hyperthermic treatments and can be used to calculate the thermal damage that a laser source might cause. In this work, a tridimensional model was developed with different boundary conditions at the sclera surface. The results obtained are compared with 2D and 3D models found in the literature. The hypothesis of convection at the sclera surface has shown to be more coherent with the literature results. Also, the results indicated that 2D models might underestimate ocular tissues temperature.*

Keywords: *3D model of the human eye, temperature distribution, SolidWorks, ANSYS, CFD.*

Introdução

O estudo da temperatura no olho humano pode ser justificado pela ideia de que é provável encontrar doenças em regiões do corpo onde exista excesso ou deficiência de calor [1]. Nas últimas décadas, a transferência de calor no olho humano também vem sendo estudada devido à diversidade de tratamentos que consistem na aplicação de radiação ou fontes de calor, de forma controlada, em determinadas regiões do olho [1]–[3]. Outra preocupação inclui a radiação proveniente de aparelhos sem fio, telas de televisão e computadores e redes *wireless*. O olho é mais sensível a esta radiação do que outras partes do corpo, já que a energia incidente é focalizada em uma pequena área chamada fóvea, na retina [3].

A medição experimental da temperatura do olho é bastante limitada, pois a maior parte dos métodos é invasiva, e o próprio equipamento interfere nos valores medidos [1]. A temperatura da superfície tem sido medida principalmente por imagens de infravermelho

(IR) com resultados satisfatórios e de maneira não-invasiva [1].

A utilização de modelos computacionais permite estimar a temperatura do olho para situações normais, e é capaz de prever a influência de fatores ambientais, de *lasers* e de outras fontes de calor sobre os tecidos oculares. Apresenta-se como uma ferramenta importante na padronização de procedimentos médicos e na determinação dos riscos ambientais aos quais estamos expostos diariamente.

Vários tipos de tratamentos hipertérmicos são utilizados para combater tumores e outras doenças oculares. A termoterapia transpupilar a laser (TTT) é um desses tratamentos, que desperta interesse principalmente devido ao fato de ser não-invasivo e de fácil aplicação [4], [5]. Diversos estudos vêm sendo realizados acerca da eficácia da TTT aplicada a melanomas de coróide, tumores malignos que representam cerca de 85% dos casos de tumores oculares [2].

O objetivo deste trabalho é construir uma geometria 3D do olho humano, utilizando as ferramentas do software *SolidWorks*[®], para a qual foi calculada sua distribuição de temperaturas em estado estacionário pelo software *ANSYS-CFX*[®], através do Método dos Volumes Finitos. Os resultados obtidos foram comparados com modelos [2] encontrados na literatura. Em trabalhos futuros, o modelo aqui desenvolvido será utilizado para prever os danos causados a um melanoma de coróide e aos tecidos saudáveis do olho durante a TTT.

Materiais e métodos

Modelagem 3D – As dimensões de cada uma das estruturas do olho variam muito entre indivíduos, e os dados sobre suas propriedades termofísicas são escassos e pouco precisos [6]. Os modelos utilizados para simulações computacionais são simplificados, tratando certos conjuntos de estruturas como uma única região, utilizando valores médios para propriedades e dimensões obtidos na literatura.

O modelo 3D foi construído no *SolidWorks*[®] a partir do modelo 2D utilizado em [2] (Figura 1). Considerou-se o humor aquoso, a íris e o corpo ciliar como uma única região com as mesmas propriedades do humor aquoso. Desconsiderou-se a retina devido à sua pequena espessura assim como o nervo óptico devido à sua pequena influência sobre a distribuição de temperaturas no olho [2], [7].

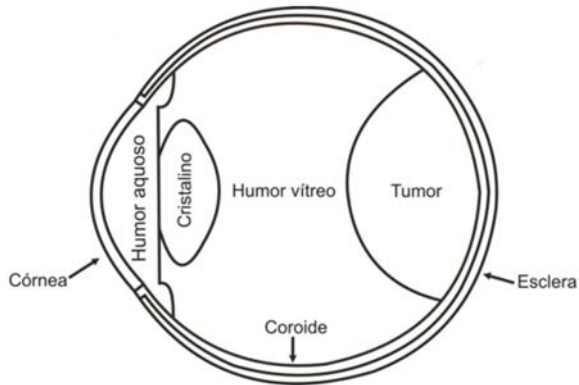


Figura 1: Representação 2D utilizada por [2].

O modelo 2D foi construído a partir de uma imagem de ultrassonografia, de um olho com melanoma de coróide, da qual foram retiradas suas dimensões. O diâmetro ao longo do eixo pupilar é de 24 mm; as espessuras da córnea e da esclera foram consideradas constantes e iguais a 0,4 mm e 0,53 mm respectivamente; o cristalino é uma lente biconvexa cujo diâmetro (perpendicular ao eixo pupilar) foi considerado igual a 8,4 mm e cuja espessura máxima utilizada foi igual a 4,3 mm; a espessura utilizada para a coróide variou entre 0,2 mm na região próxima à córnea e 0,4 mm na parte posterior do olho. Todas as dimensões estão dentro das faixas de valores médios encontradas na literatura [1], [6]. O olho foi considerado simétrico em relação ao eixo pupilar.

A representação 3D (Figura 2) foi gerada no *SolidWorks*®, no modo de montagem, criando cada região do olho como uma peça a partir da rotação da parte superior do desenho 2D em torno do eixo pupilar, já que o olho humano é aproximadamente axissimétrico. O tumor foi a única região utilizada por [2] que não foi representada neste trabalho. Optou-se por gerar um modelo completo do olho sem tumor que servirá de base em trabalhos futuros, nos quais poderão ser acrescentadas outras regiões ao problema, simétricas ou não.

Modelo Físico – O modelo matemático escolhido para este trabalho foi o modelo de Pennes, conhecido como Equação da Biotransferência de Calor (BHTE), descrito pela Equação 1 [2].

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

onde ρ_t , c_t , k_t e T_t são, respectivamente, a densidade, o calor específico, a condutividade térmica e a temperatura do tecido, t é o tempo, Q_m é a taxa volumétrica de geração de calor metabólico, Q_p é a taxa volumétrica de geração/remoção de calor devido à perfusão sanguínea e Q é a taxa volumétrica de calor devido a uma fonte externa.

Neste trabalho, Q_m foi considerado desprezível para o olho. A coróide foi considerada a única região

vascularizada do olho, onde Q_p é não nulo e dado pela Equação 2.

$$Q_p = \omega \rho_s c_s (T_a - T_v) \quad (2)$$

O valor utilizado para a taxa de perfusão sanguínea (ω) foi $0,012 \text{ s}^{-1}$; ρ_s e c_s são a densidade e o calor específico do sangue, respectivamente; T_a é a temperatura do sangue arterial entrando no tecido, considerada igual à temperatura do corpo humano (37°C) e T_v é a temperatura do sangue venoso deixando o tecido e foi considerada igual à temperatura do tecido local (T).

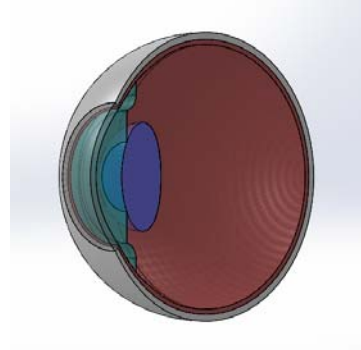


Figura 2: Corte transversal da representação 3D construída no *SolidWorks*®.

Propriedades do olho – Os valores das propriedades termofísicas de cada região do olho foram considerados constantes em cada região, e iguais àqueles utilizados em [2], e os meios isotrópicos.

Simulação computacional – As simulações foram realizadas em um Computador HP Compaq 6005 Pro SFF PC, com sistema operacional Windows 7 Professional, processador AMD Phenom™ II X4 B95 3.00 GHz e memória RAM de 4 GB.

A geometria tridimensional construída no *SolidWorks*® foi importada para o *ANSYS-Workbench*. Foi criado um plano de simetria vertical e a simulação foi executada para a metade esquerda do olho para reduzir o esforço computacional.

Dois casos foram simulados neste trabalho. Em ambos foi considerado que a superfície externa da córnea é a única região do olho que troca calor com o ambiente a 25°C , e que essa troca acontece por evaporação lacrimal, convecção e irradiação. Todos esses processos podem ser descritos por um coeficiente de convecção equivalente, cujo valor foi considerado igual a $22 \text{ W}/(\text{m}^2\cdot\text{K})$, reproduzindo as condições utilizadas por [2]. O calor devido à perfusão sanguínea na coróide foi inserido na simulação na forma de uma fonte de calor dependente da temperatura, utilizando *CFX Expression Language*.

Em uma das simulações (Caso 1) a temperatura na superfície externa da esclera (em contato com o interior do corpo) foi considerada constante e igual à temperatura média do interior do corpo humano: 37°C .

Já no Caso 2, considerou-se que existe troca de calor por convecção entre a superfície externa da esclera e o

interior do corpo, adotando-se um coeficiente de convecção igual a $65 \text{ W/m}^2\text{K}$ de acordo com [8].

Resultados

Cada uma das simulações durou aproximadamente 50 segundos. A Figura 3 apresenta as isofaixas de temperatura no modelo 3D do olho, geradas pelo pós-processador do ANSYS-CFX®, após a simulação do olho saudável em estado estacionário, com convecção na superfície da esclera (Caso 2).

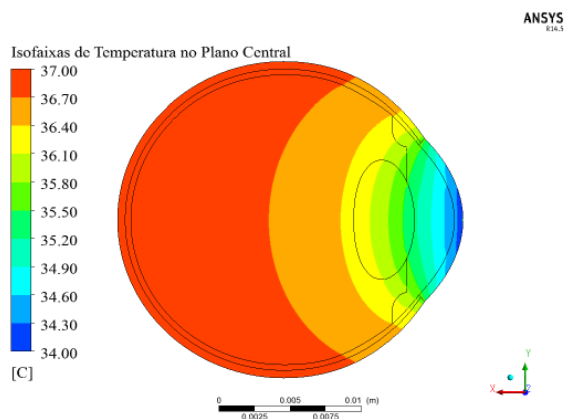


Figura 3: Isofaixas de temperatura, em regime permanente, dentro do olho humano. Temperatura ambiente: 25°C .

A menor temperatura foi obtida, nos dois casos simulados, no centro da córnea. No Caso 1, a temperatura mínima foi igual a $34,71^\circ\text{C}$, enquanto no Caso 2 a temperatura mínima foi $34,14^\circ\text{C}$. Já a temperatura máxima foi de 37°C no Caso 1 e de $36,9^\circ\text{C}$ para o Caso 2.

A distribuição de temperaturas ao longo do eixo pupilar foi comparada com os valores obtidos na simulação com o modelo 2D [2] e com a simulação com modelo 3D de [8] (Figura 4). A origem do sistema de coordenadas está localizada no centro da córnea.

Os valores calculados pelo atual modelo para o Caso 2 foram muito próximos aos valores obtidos por [2] e [8], especialmente para regiões a partir de 10 mm de distância da córnea. A diferença máxima de temperaturas entre o modelo 3D atual e o modelo 3D de [8] foi de $0,34^\circ\text{C}$ (cerca de 1%) na córnea. Já o Caso 1 gerou uma diferença máxima de temperaturas de cerca de $0,6^\circ\text{C}$ (quase 2%) a aproximadamente 6 mm da superfície da córnea, e diferença mínima de $0,1^\circ\text{C}$ na superfície da esclera.

Também é interessante comparar a distribuição de temperaturas na superfície da córnea, pois essa temperatura pode ser medida a partir de imagens de infravermelho, o que permitiria a validação experimental das simulações (Figura 5).

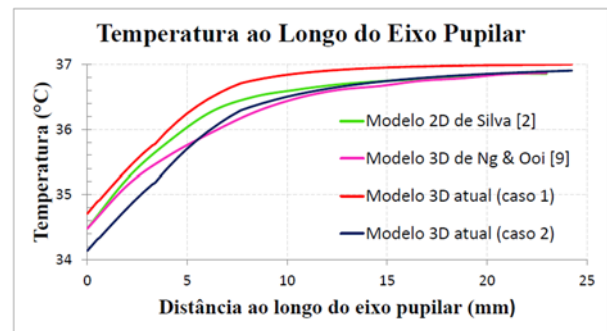


Figura 4: Comparação entre o perfil de temperaturas, em regime estacionário, ao longo do eixo pupilar do olho humano para os Casos 1 e 2 do modelo atual, e os resultados obtidos pelo modelo bidimensional de Silva [2] e pelo modelo tridimensional de Ng & Ooi. [8]. Temperatura ambiente: 25°C .

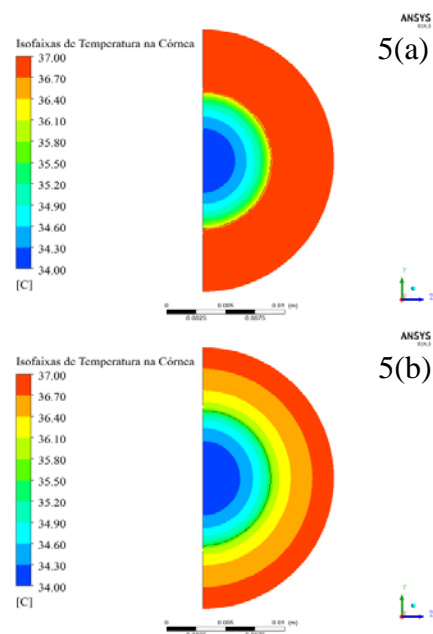


Figura 5: Vista frontal das isofaixas de temperatura na superfície de metade do olho para (a) o Caso 1 e (b) o Caso 2. Temperatura ambiente: 25°C .

Discussão

Em geral, os modelos tridimensionais do olho predizem temperaturas mais altas do que os modelos bidimensionais. O modelo 2D de Silva [2] e o modelo 3D atual para o Caso 1 foram calculados a partir dos mesmos parâmetros e condições de contorno. A comparação entre eles na Figura 4 ilustra o fato mencionado. Isto ocorre porque o modelo bidimensional considera o olho infinitamente longo na direção z , de forma que a troca de calor nesta direção é desprezada e a temperatura na superfície lateral do olho não influencia a distribuição de temperaturas.

Apesar de exigir maior esforço computacional, os modelos tridimensionais são uma reprodução muito mais fiel do olho humano. A utilização de modelos

bidimensionais pode subestimar os valores de temperatura no olho e apresentar riscos à saúde ocular dependendo da aplicação dos resultados.

Para o Caso 2, as temperaturas obtidas foram mais baixas do que em todos os modelos comparados. Percebe-se pela Figura 5 que uma maior região do olho foi resfriada, devido à perda de calor pela esclera (Caso 2). Este resultado é mais coerente com a situação real do que o resultado do Caso 1, pois uma região do olho próxima à córnea troca calor com o ambiente. Acrescentar as pálpebras a um modelo computacional não é simples, especialmente devido à escassez de dados que permitam uma boa representação. Considerar que a córnea é a única região que troca calor diretamente com o ambiente e, ao mesmo tempo, utilizar a condição de contorno de convecção na esclera pode ser uma simplificação coerente, que deve ser mais investigada em trabalhos futuros.

O perfil de temperaturas do modelo 3D atual (Caso 2) foi muito próximo do perfil obtido no modelo 3D de [8], exceto na região mais próxima da córnea. Os dois modelos consideraram que apenas a córnea troca calor com o ambiente, por meio de convecção, radiação e evaporação, porém o coeficiente de convecção equivalente no centro da córnea foi de 14,33 W/m²K em [8] e de 22 W/m²K no trabalho atual. Com isso, a troca de calor entre a córnea e o ambiente é mais intensa no modelo atual do que em [8], levando às temperaturas mais baixas observadas para o modelo atual na Figura 4.

Neste trabalho, ficou evidente a influência das condições de contorno sobre a predição da distribuição de temperaturas no olho. Em trabalhos futuros, estudos paramétricos e a comparação com medições experimentais da temperatura da superfície ocular (por exemplo com imagens de IR) podem ajudar a determinar os melhores valores a serem utilizados nas condições de contorno do problema, especialmente na córnea.

Agradecimentos

À CAPES e ao CNPQ pelo apoio financeiro a esta pesquisa.

Referências

- [1] Ooi EH, Ng EYK. Ocular temperature distribution: a mathematical perspective. *J. Mech. Med. Biol.* 2009; 9(2): 199–227.
- [2] Silva JD. Modelagem computacional dos efeitos da termoterapia transpupilar em tumores oculares através do método dos volumes finitos em malhas não estruturadas [tese]. Recife: Universidade Federal de Pernambuco; 2012.
- [3] Amara EH, Numerical investigations on thermal effects of laser-ocular media interaction. *Int. J. Heat Mass Transf.* 1995; 38(13): 2479–2488.
- [4] Narasimhan A, Sundarraj C. Effect of choroidal blood perfusion and natural convection in vitreous

- humor during transpupillary thermotherapy (TTT). *Int. J. Numer. Method. Biomed. Eng.* 2013; 29(Jan): 530–541.
- [5] Silva JD, Lyra PRM, Lima RCF, Fernandes A. Computational modeling of thermal damage induced by laser in a choroidal melanoma. In: *Image Analysis and Modeling in Ophthalmology*. Ng EYK, Acharya UR, Suri JS, Campilho A. New York: Taylor & Francis Books Inc.; 2014, p. 367–384.
- [6] Smerdon D. Anatomy of the eye and orbit. *Curr. Anaesth. Crit. Care.* 2000; 11(6): 286–292.
- [7] Ooi EH., Ang WT, Ng EYK. A boundary element model of the human eye undergoing laser thermokeratoplasty. *Comput. Biol. Med.* 2008; 38(6): 727–37.
- [8] Ng EYK., Ooi EH, Ocular surface temperature: a 3D FEM prediction using bioheat equation. *Comput. Biol. Med.* 2007; 37(6): 829–35.