

SIMULAÇÃO NUMÉRICA DA TRANSFERÊNCIA DE CALOR NA ARTICULAÇÃO DO JOELHO CANINO EM NEUTRALIDADE TÉRMICA

Fernanda Souza da Silva, Universidade Federal de Minas Gerais, nandasouzafisio@yahoo.com.br
Matheus Oliveira Castro, Universidade Federal de Minas Gerais, matheus.castro112@gmail.com
Angélica Rodrigues de Araújo, Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais, angelica@bios.srv.br
Rudolf Huebner, Universidade Federal de Minas Gerais, rudolf@ufmg.br

Resumo. *No presente trabalho, a simulação numérica foi utilizada para analisar a distribuição da temperatura nas diversas camadas do joelho canino na condição de neutralidade térmica. Os modelos geométricos da articulação do joelho canino foram criados com base em um registro fotográfico de um corte transversal de uma peça anatômica. Foram desenvolvidos dois modelos geométricos: 1- sem epiderme e 2 – com epiderme. A equação de difusão de calor foi utilizada para modelar o fenômeno de transferência de calor. As simulações numéricas do joelho canino na condição de neutralidade térmica foram realizadas utilizando o programa ANSYS-CFX® 12.1. Os resultados da simulação foram comparados com os dados experimentais in vivo e os valores de temperatura simulados foram todos superiores aos experimentais, mas apresentando uma diferença menor que 10%. A simulação computacional mostrou-se uma boa alternativa para avaliar a temperatura dos tecidos biológicos.*

Palavras chave: *biotransferência de calor, simulação numérica, neutralidade térmica, articulação, joelho*

1. INTRODUÇÃO

O joelho é o maior e o mais solicitado complexo articular do corpo humano. Ele desempenha funções importantes para a locomoção e a manutenção da postura bípede, tais como a transmissão e o suporte de cargas, a conservação do momento corpóreo e a estabilidade durante o deslocamento do indivíduo (HIROKAWA, 2001). Por esse motivo, a articulação do joelho é comumente acometida por lesões traumáticas e/ ou degenerativas e, conseqüentemente, é uma das articulações que mais recebe intervenções fisioterápicas (MARTIN *et al.*, 2001; WARREN *et al.*, 2004; LEVINE *et al.*, 2008). Dentre essas intervenções, os recursos térmicos de aquecimento ou de resfriamento são amplamente utilizados na prática clínica da fisioterapia para o controle da dor, do edema, da rigidez articular, espasmos musculares, dentre outros. De acordo com a literatura, os benefícios dessas terapias dependem fortemente da temperatura atingida pelos tecidos (ARAÚJO, 2006). Portanto, para que os efeitos terapêuticos resultantes da aplicação de calor ou de frio sejam obtidos, é necessário que o tecido alvo atinja uma faixa ótima de temperatura (DRAPER *et al.*, 1999; ROBERTSON *et al.*, 2005). No entanto, a aplicação destes recursos é realizada, na sua grande maioria, sem nenhuma monitoração da temperatura dos tecidos alvos. Medições *in vivo* são usualmente invasivas e frequentemente impossíveis de serem realizadas quando tecidos profundos estão em questão (TROBEC, 2011). As simulações numéricas do comportamento da temperatura nos tecidos vivos mostram, cada vez mais, o seu valor na compreensão de situações clínicas comuns da área da saúde. Nesse contexto, as simulações podem colaborar na análise e orientação dos procedimentos térmicos realizados pelos profissionais da saúde, permitindo que atinjam os objetivos de forma eficaz e segura. O presente trabalho teve como objetivo simular a transferência de calor na articulação do joelho canino durante a condição de neutralidade térmica e avaliar o papel da epiderme nessa situação.

2. MATERIAL E MÉTODOS

2.1. Modelo geométrico e geração da malha

Os modelos geométricos da articulação do joelho canino foram criados com base em um registro fotográfico de um corte transversal de uma peça anatômica Fig. (1a). Os diferentes tecidos que compõem a articulação do joelho canino foram estabelecidos por inspeção visual. Posteriormente, o modelo geométrico foi elaborado com o auxílio do programa Solidworks®. Para o presente estudo, foram desenvolvidos dois modelos geométricos: 1- considerando os tecidos subcutâneo, adiposo e muscular, a região pericapsular e a cavidade intraarticular e, excluindo a camada da epiderme e 2- considerando a epiderme e todos os tecidos do modelo geométrico 1. Os modelos geométricos 1 e 2 foram desenvolvidos com espessura de 0,5 mm, sendo que o modelo sem epiderme pode ser visto na Fig. (1b).

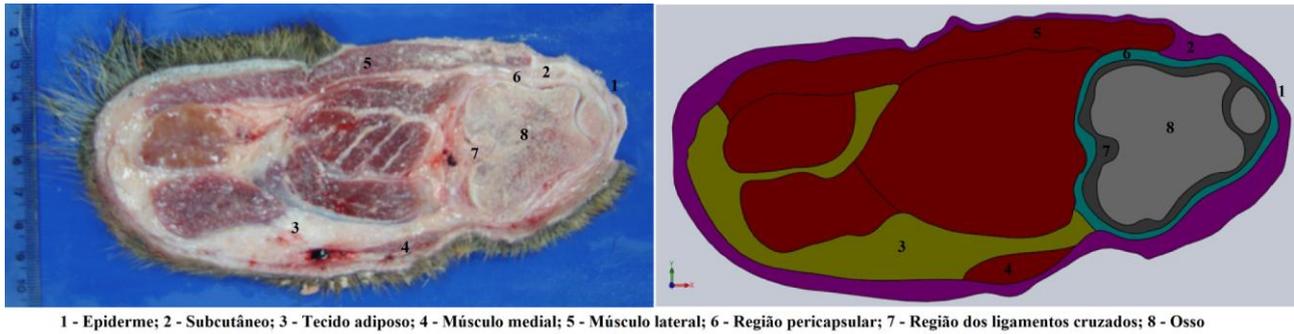


Figura 1. (a) Corte transversal da articulação do joelho canino feito com o joelho em extensão total, proximal a interlinha articular (ARAÚJO, 2009) e (b) Modelo geométrico da articulação do joelho canino sem epiderme

Após a elaboração dos domínios computacionais, as malhas foram construídas utilizando o Ansys Meshing, uma ferramenta disponível na plataforma do Ansys Workbench®. Segundo a literatura, a geração da malha é um dos aspectos mais críticos da simulação (VERSTEEG e MALALASEKERA, 2007). Um número elevado ou muito pequeno de elementos pode resultar em tempos de simulação extensos ou em resultados pouco precisos, respectivamente (VERSTEEG e MALALASEKERA, 2007). As simulações foram iniciadas com malhas menos refinadas (malha 1), posteriormente, as malhas grosseiras iniciais foram progressivamente refinadas até que a variação dos resultados médios de temperatura nos tecidos fosse inferior à 1%. Os refinamentos seguiram o critério do valor de comprimento do elemento de malha (h), descrito por Celik *et al.*, (2008). Este parâmetro pode ser determinado pela Eq. (1):

$$h = \left[\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\Delta V_i) \right]^{\frac{1}{3}} \quad (1)$$

em que: ΔV_i é o volume do elemento de malha e N é o número total de elementos da malha.

Por meio da determinação do h é possível definir o fator de refinamento da malha (r), determinado pela Eq. (2), que representa a razão entre o h_{mg} de uma malha mais grosseira e o h_{mr} da malha refinada subsequente.

$$r = \frac{h_{mg}}{h_{mr}} \quad (2)$$

Segundo Celik *et al.*, (2008), o fator de refinamento da malha deve ser maior do que 1,3. Adicionalmente, recomenda-se que o valor de r seja homogêneo entre todas as malhas avaliadas. Esse valor é baseado em experiência, sendo ainda objeto de estudo. Para a escolha da malha ideal para cada domínio computacional considerou-se: 1- solução independente da malha com diferença percentual menor do que 1% entre os resultados obtidos com a malha grosseira anterior e a malha refinada subsequente e 2- boa qualidade de no mínimo 95% dos elementos da malha. Os parâmetros de malha obtidos podem ser visualizados na Tab. (1). Dentre as três malhas avaliadas, a malha intermediária (malha 2) preencheu os critérios considerados para os modelos geométricos 1 e 2 e, por esse motivo, foi escolhida para a realização das simulações. As malhas escolhidas para as simulações podem ser vistas na Fig. (2a) e na Fig. (2b), respectivamente. Ambas são compostas majoritariamente por prismas quadrangulares, sendo que a malha da Fig. (2a) apresenta elementos tetraédricos na região óssea e pericapsular.

Tabela 1. Parâmetros utilizados para o refinamento da malha

Modelo geométrico	Malha	h (mm)	Elementos/Nós	R
1 (Sem epiderme)	1	1,42	1738 / 4532	1,4
	2	0,74	12559 / 16548	1,4
	3	0,47	48822 / 29356	1,4
2 (Com epiderme)	1	0,9	6969 / 11150	1,4
	2	0,56	29002 / 68442	1,4
	3	0,33	97517 / 187089	1,4

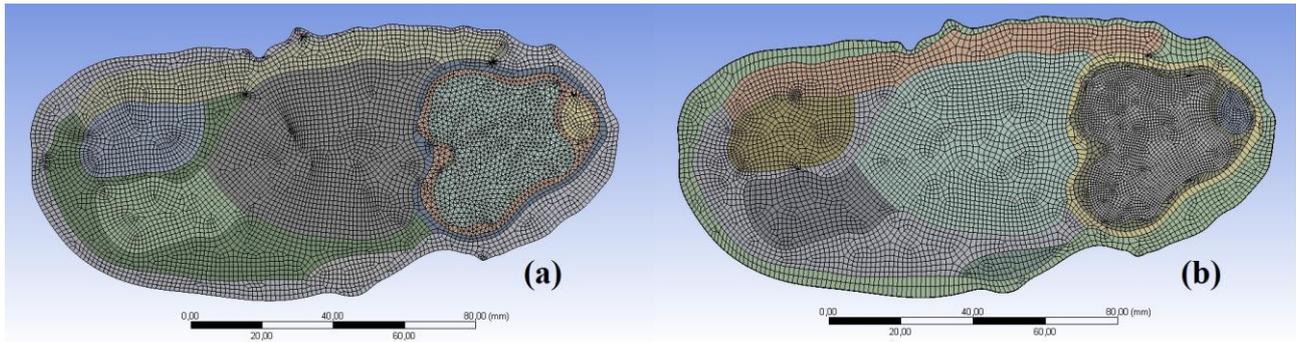


Figura 2. (a) Malha 2 gerada sobre o modelo geométrico 1 e (b) Malha 2 gerada sobre o modelo geométrico 2

2.2. Modelo matemático

A equação de difusão de calor foi utilizada para modelar o fenômeno de transferência de calor nos tecidos sólidos durante a condição de equilíbrio térmico. Esta equação pode ser descrita como:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(k \frac{\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(k \frac{\partial T}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left(k \frac{\partial T}{\partial z} \right) + q'_m + q'_w = 0 \tag{3}$$

$$q'_w = w \rho_s c_{ps} (T_{ref} - T_{tec}) \tag{4}$$

em que: k , representa a condutividade térmica de cada tecido; q'_m é a taxa de calor metabólico; q'_w é a taxa de perfusão sanguínea do tecido; w representa a perfusão sanguínea [$m^3 s^{-1} m^{-3}$]; ρ_s corresponde a massa específica do sangue [kgm^{-3}]; c_{ps} é o calor específico do sangue [$Jkg^{-1} °C^{-1}$] e T_{ref} e T_{tec} são as temperaturas retal e do tecido, respectivamente.

Dois simulações foram realizadas para a condição de neutralidade: simulação 1- considerando todas as camadas teciduais, exceto a epiderme (modelo geométrico 1) e simulação 2 – considerando todas as camadas teciduais (modelo geométrico 2). As temperaturas retal (T_{ref}) e do tecido (T_{tec}) consideradas para as simulações foram de 38,1°C e 37,1°C, respectivamente (ARAÚJO, 2009). Adotou-se um modelo mais simplificado no qual a taxa de perfusão é invariante com a temperatura, tornando-a uma fonte de energia constante durante toda a simulação. A temperatura de todos os tecidos nesse caso foi considerada a medida no experimento na camada mais interna da articulação (37,1°C).

2.3. Parâmetros da simulação

Os valores das propriedades fisiológicas e termofísicas dos tecidos vivos não são precisamente conhecidos, uma vez que são dependentes de outros fatores como, por exemplo, a variação da temperatura tecidual TROBEC *et al.*, (2011). Por esse motivo, as propriedades adotadas para a realização das simulações foram consideradas pelas médias de dados publicados na literatura e foram retiradas do estudo de (ARAÚJO, 2009). Os dados referentes às propriedades termofísicas [c_p ($Jkg^{-1} °C^{-1}$); ρ (kgm^{-3}); k ($Wm^{-1} °C^{-1}$); q_m (Wm^{-3}); w ($m^3 s^{-1} m^{-3} tec$)] de cada uma das camadas estão apresentados na Tab. (2). A perfusão sanguínea, a geração de calor, a temperatura inicial e as propriedades termofísicas dos tecidos foram consideradas constantes para a execução das simulações.

Tabela 2. Propriedades fisiológicas e termofísicas das camadas teciduais e do sangue

Região	c_p ($Jkg^{-1} °C^{-1}$)	ρ (kgm^{-3})	K ($Wm^{-1} °C^{-1}$)	q_m (Wm^{-3})	W ($m^3 s^{-1} m^{-3} tec$)
Epiderme	3593	1200	2.28×10^{-1}	0	0
Subcutâneo	3365	1200	4.64×10^{-1}	200	1.3×10^{-3}
Tecido adiposo	2678	937	2.03×10^{-1}	3.9	2.9×10^{-4}
Músculo	3684	1097	5.29×10^{-1}	716	5.8×10^{-4}
Pericapsular	3500	1051	4.98×10^{-1}	0	1.8×10^{-3}
Ligamentos cruzados	4190	1000	6.10×10^{-1}	0	0
Osso	1785	1585	7.35×10^{-1}	368.3	4.0×10^{-4}
Sangue	3800	1060	-	-	-

2.4. Simulação numérica

As simulações do comportamento da temperatura na articulação do joelho foram realizadas em regime permanente na condição de neutralidade térmica. Segundo a literatura, na zona de neutralidade térmica a taxa basal de termogênese é suficiente para neutralizar as perdas constantes de calor do corpo para o ambiente, de forma que a temperatura central permaneça estável sem a necessidade de ativação de mecanismos de termorregulação corporal, os quais, por si só, poderiam alterar o padrão térmico dos tecidos.

Para a realização das simulações foi adotada na face superior e inferior da articulação a condição de contorno de segunda espécie, correspondente a uma superfície perfeitamente isolada ou adiabática. Deste modo, garantiu-se que a transferência de calor ocorresse apenas bidimensionalmente no plano do corte transversal do joelho canino, apesar do modelo geométrico ser tridimensional. Na face externa dos modelos geométricos 1 e 2 foi adotada a condição de contorno de terceira espécie, correspondente à condição de convecção natural. Para tal, a temperatura ambiental de 24,7 °C (ARAÚJO, 2009) e o coeficiente convectivo (h) de 6 [$Wm^{-2}K^{-1}$] DEAR *et al.*, (1997) foram considerados. Uma vez que o presente modelo é composto por diferentes camadas teciduais fez-se necessário a definição da condição de interface entre os diversos tecidos. Dessa forma, foi atribuído fluxo de calor conservativo entre as interfaces teciduais. As simulações numéricas do joelho canino na condição de neutralidade térmica foram realizadas utilizando o programa ANSYS-CFX® 12.1.

Os resultados obtidos com as simulações foram avaliados e comparados com valores médios de temperatura obtidos a partir de um estudo experimental *in vivo* (ARAÚJO, 2009). A diferença percentual média entre cada uma das simulações e os dados experimentais foi calculada para cada uma das camadas teciduais. Uma diferença percentual média menor ou igual a 10% foi considerada aceitável.

3. RESULTADOS

Os valores da média de temperatura de cada tecido das simulações dos modelos geométricos 1 e 2 são apresentados na Tab. (3). A temperatura média de cada camada simulada foi comparada com a respectiva temperatura experimental média. Exceção se faz à camada de tecido ósseo, cujos valores de temperatura não estão discriminados no estudo considerado para a comparação. Desta forma, apenas a temperatura encontrada na simulação dessa camada serão apresentados.

Tabela 3. Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas para o modelo sem e com epiderme

Tecido	Temperatura experimental (°C)	Temperatura simulada sem epiderme (°C)	Diferença modelo sem epiderme (%)	Temperatura simulada com epiderme (°C)	Diferença modelo com epiderme (%)
Epiderme	34,9	-	-	36,9	6
Subcutâneo	35,2	37,1	5	37,1	5
Adiposo	36,2	38,8	7	38,6	7
Músculo lateral	36,5	39,0	7	38,6	6
Músculo medial	35,0	38,4	10	38,1	9
Pericapsular	35,0	38,5	10	38,4	10
Ligamentos cruzados	37,1	39,3	6	38,5	4
Osso	-	39,5	-	38,7	-

A análise dos dados mostra que os valores de temperatura simulados são sempre maiores do que os medidos experimentalmente por (ARAÚJO, 2009). Essa tendência poder ser explicada pela grande incerteza dos parâmetros biológicos que são conhecidos apenas dentro de grandes faixas de valores e sem consenso na literatura. Os dados que se referem ao metabolismo e à perfusão sanguínea de cada tecido alteram significativamente a distribuição de temperatura do modelo, fazendo com que ele seja muito sensível a parâmetros muito pouco conhecidos quantitativamente. Portanto, valores superestimados para essas grandezas podem ser uma das razões que fizeram com que todas as temperaturas se dessem acima das experimentais. A simulação obteve valores de temperatura que se distanciaram menos de 10% dos dados coletados experimentalmente, qualificando-a como satisfatória dentro dos critérios adotados nesse estudo.

Ao comparar as simulações dos modelos com e sem epiderme pode-se perceber que houve uma pequena diferença de temperatura entre elas. O modelo com epiderme apresentou temperaturas ligeiramente menores em todos os tecidos avaliados, com exceção do tecido subcutâneo. A maior diferença de temperatura entre as simulações realizadas com os modelos 1 e 2 foi de 0,8 °C, encontrada na cavidade intraarticular (ligamentos cruzados e osso). A pequena variação de temperatura encontrada entre os modelos pode ser justificada pela condição de neutralidade térmica adotada nas simulações. A epiderme mesmo apresentando uma pequena espessura possui uma baixa condutividade térmica, atuando como um isolante. Dessa forma, a epiderme pode ter um papel mais significativo em análises transientes.

4. CONCLUSÃO

O presente estudo teve como objetivo simular a transferência de calor no joelho canino na condição de neutralidade térmica. Os modelos da articulação de joelho canino desenvolvidos para as simulações mostraram-se satisfatórios dentro dos critérios adotados. Sabe-se que toda simulação numérica apresenta erros e que em simulações de biotransferência de calor os parâmetros utilizados para solução são ainda pouco precisos. Um aprofundamento no conhecimento da perfusão sanguínea é fundamental para que trabalhos futuros possam diminuir a incerteza de simulações em condição de neutralidade e para que esse parâmetro seja aplicado em regimes mais complexos, como o transiente em aquecimento e resfriamento.

5. REFERÊNCIAS

- ARAÚJO, A.R. Formulação e validação de um modelo térmico para estimativa da temperatura intra-articular. Tese (doutorado em engenharia mecânica). Universidade Federal de Minas Gerais. Departamento de Engenharia Mecânica, 2009.
- ARAÚJO, A.R. Transferência de calor em articulações sinoviais durante processos de aquecimento e resfriamento articular. Um estudo piloto. Dissertação (mestrado em engenharia mecânica). Universidade Federal de Minas Gerais. Departamento de Engenharia Mecânica, 2006.
- CELIK, I.B., GHIA, U., ROACHE, P.J., FREITAS, C.J., COLEMAN, H., RAAD, P.E., *Procedure for Estimation and Reporting of Uncertainty Due to Discretization in CFD Applications*, Journal of Fluids Engineering, Vol. 130, pp. - 078001-1 - 078001-4, 2008.
- DEAR, R. J. *et al.* Convective and radiative transfer coefficients for individual human body segments. International Journal of Biometeorology, v. 40, p. 141-156, 1997.
- DRAPER, D. O. *et al.* Temperature change in human muscle during and after pulsed short-wave diathermy. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, v. 29, n. 1, p. 13-22, 1999.
- HIROKAWA, S.; YAMAMOTO, K.; KAWADAC, T. Circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL using a photo elastic coating method. Journal of Biomechanics, v. 34, p. 1135–1143, 2001.
- LEVINE, D. *et al.* Reabilitação e Fisioterapia na Prática de Pequenos Animais. 1ª ed. Editora Rocca, São Paulo: S.P., 2008. 280p.
- MARTIN, S. S. *et al.* Cryotherapy: an effective modality for decreasing intraarticular temperature after knee arthroscopy. The American Journal of Sports Medicine, v. 29, n. 3, p. 288-291, 2001.
- ROBERTSON, V. J.; WARD, A. R.; JUNG, P. The effect of heat on tissue extensibility: a comparison of deep and superficial heating. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, v. 86, p. 819-825, 2005.
- TROBEC, R. *et al.* Computer simulation of topical knee cooling. Computers in Biology and Medicine. v.38, p.1076-1083, 2008.
- VERSTEEG, H. K. e MALALASEKERA, W. An introduction to computational fluid dynamics –The finite volume method, 2a Edição, Prentice Hall, 2007.
- WARREN, T. A. *et al.* Intra-articular knee temperature changes: ice versus cryotherapy device. The American Journal of Sports Medicine. v.32, n. 2, 441-445, 2004.

6. AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem o apoio financeiro fornecido pela CAPES e pelo PIBIC/CNPq.

7. ABSTRACT

In the current work, the numerical simulation was used to analyze the temperature field in the several layers of the canine knee in condition of thermal neutrality. The geometric models of the canine knee joint were created based on a photographic register of a cross section of a anatomic piece. Two geometrics models were developed: 1- without the skin surface and 2- with the skin surface. The heat diffusion equation was used to model the heat transfer phenomenon. The numerical simulations of the canine knee in condition of thermal neutrality were performed by the software ANSYS-CFX® 12.1. The simulation results were compared with the experimental in vivo data and the simulated temperature values were all above the experimental, but with a difference below 10%. The computational simulation proved to be a good alternative to evaluate biological tissues temperature.

8. RESPONSABILIDADE PELAS INFORMAÇÕES

Os autores são os únicos responsáveis pelas informações incluídas neste trabalho.