

DETERMINAÇÃO DO CAMPO DE TEMPERATURA NO INTERIOR DO JOELHO CANINO ATRAVÉS DE UM MODELO NUMÉRICO COMPUTACIONAL.

Saulo de Freitas Gonçalves, saulodg@gmail.com
Rudolf Huebner, rudolf@demec.ufmg.br
Angélica Rodrigues de Araújo, angelica@bios.srv.br
Marcos Pinotti Faria, pinotti@demec.umg.br

Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6.627
31270-901 Belo Horizonte - MG
²Nome da instituição, endereço para correspondência,

Resumo: A simulação numérica computacional vem desempenhando um papel importante no entendimento e resolução de uma gama de problemas variados em medicina térmica. É uma maneira simples e rápida de prever o comportamento térmico dos diferentes tecidos que compõe o corpo ou articulações. Neste trabalho pretende-se utilizar a simulação numérica computacional para estudar a distribuição de temperatura ao longo dos diferentes tecidos que compõe o joelho canino, na situação de equilíbrio térmico. Um modelo bidimensional de uma seção do joelho foi construído a partir de fotografias digitais. O número de camadas do modelo foi determinado com base nas semelhanças e diferenças observadas entre as propriedades fisiológicas e termofísicas dos tecidos que compõem o joelho. Os resultados numéricos obtidos foram comparados com dados obtidos experimentalmente e indicam que o modelo é consistente embora alguns parâmetros tais como a perfusão sanguínea devam ser reavaliados.

Palavras-chave: Bioengenharia, Articulações, Termoterapia, Simulação

1. INTRODUÇÃO

A temperatura dos tecidos biológicos, como consta na literatura, é determinada principalmente pelo nível de atividade metabólica e perfusão sanguínea teciduais, pelas propriedades termofísicas dos tecidos e pelas condições ambientais locais (Wilson, Spence, 1998, Cui, Barbenel, 1990; Cui; Barbenel, 1991).

Devido a grande heterogeneidade e anisotropia dos tecidos biológicos, a distribuição de calor entre eles se dá de uma forma bastante complexa (Cui; Barbenel, 1990; Cui : Barbenel, 1991). Além do mais, a exigência de que a temperatura corporal seja mantida em níveis constantes, leva à ativação de mecanismos termo reguladores, os quais podem vir a alterar a forma com que o calor é transmitido no interior do corpo. Deste modo, prever a distribuição de temperatura ao longo dos tecidos biológicos, é sempre um grande desafio para as ciências e engenharia.

Ao longo dos últimos anos, os computadores vêm demonstrando expressiva importância no entendimento e resolução de uma enorme variedade de problemas na ciência. Especialmente em medicina térmica, os experimentos são de difícil performance, pois questões humanas estão sempre envolvidas. Medições durante um procedimento clínico são demoradas e nem sempre tão acuradas quanto se deseja, pois muitos parâmetros são difíceis de se controlar. Em alguns casos, as medições durante um procedimento clínico seriam consideradas muito invasivas e limitadas somente a alguns pontos teste. Com o uso do computador, no entanto, é possível se calcular, analisar, e visualizar as mudanças de temperatura em qualquer parte do corpo ou articulação selecionadas (Trobec 2008).

É neste cenário que os modelos computacionais podem vir a se concretizar como uma ferramenta importante aliada à fisioterapia e à medicina térmica. Porém, muitos aspectos da simulação numérica computacional continuam obscuros e incertos. Muito estudo ainda é necessário para tornar as simulações uma ferramenta com um nível mais alto de confiabilidade.

Pretendemos desenvolver um modelo computacional que seja capaz de prever o campo de temperatura nas diferentes regiões que compõe o joelho canino. O joelho canino foi escolhido como objeto de estudo devido ao fato deste animal apresentar mecanismos de termorregulação corporal e características articulares semelhantes aos do homem (Maria et al, 2003). Segundo Goldenberg et al (2001), o cão está entre as seis espécies mais comumente citadas nas bases de dados da Biblioteca Regional de Medicina.

Para realizar as simulações, um modelo geométrico do joelho, construído à partir de fotografias digitais, foi utilizado. As subdivisões deste modelo foram determinadas com base nas semelhanças e diferenças observadas entre as propriedades fisiológicas e termo físicas das regiões que compõem o joelho.

As simulações numéricas foram feitas utilizando-se o método dos volumes finitos, através do programa “Ansys CFX”. Os resultados provenientes das simulações foram comparados com resultados experimentais disponíveis na literatura

2. METODOLOGIA:

2.1. Modelo Geométrico

O joelho canino é constituído por partes tridimensionais irregulares, as quais devem ser representadas por um domínio físico, geométrico. Se o problema da transferência de calor no joelho tivesse solução analítica, este domínio físico poderia ser convertido em um domínio matemático. Seria possível então, obter-se o valor de temperatura em qualquer ponto deste domínio. Porém, devido a sua anisotropia, o problema da transferência de calor no joelho, não possui solução analítica. Para obter-se a distribuição de temperatura ao longo desta articulação, soluções numéricas devem ser empregadas. Qualquer solução numérica começa pela discretização do domínio físico. Assim, só se torna possível obter o valor da variável de interesse nos pontos discretos (pontos nodais). Cada ponto nodal é responsável por representar uma região no espaço, do domínio. O conjunto de pontos nodais dá origem à malha, e quanto mais refinada for esta malha (maior número de pontos nodais) maior será a resolução do modelo numérico.

No presente estudo, o modelo geométrico utilizado deveria ser capaz de representar o joelho canino com todas as suas partes que apresentam propriedades fisiológicas [taxa metabólica (q_m); perfusão sanguínea (w)] e termo físicas [massa específica (ρ), condutividade térmica (k) e calor específico (C_p)] distintas.

Para a determinação de tais propriedades foi realizada uma pesquisa bibliográfica nas bases de dados eletrônicas (ciências biológicas, ciências da saúde e engenharias) disponível no Portal Capes. Estes valores se encontram listados no Tab. (1).

A melhor solução encontrada para a criação do modelo geométrico, foi confeccioná-lo a partir de uma fotografia digital retirada de um joelho canino em corte transversal. Esta fotografia foi obtida em uma tese de mestrado realizada no Departamento de Pós Graduação em Engenharia Mecânica da UFMG (Araújo 2006), e encontra-se anexada a baixo:



Figura 1. Fotografia utilizada para se construir o modelo geométrico do joelho.

Com a ajuda de um anatomista especializado, foram identificados, nesta fotografia, sete regiões com características anatômico - fisiológicas distintas. Foram elas: epiderme, tecido adiposo, tecido subcutâneo, músculo, cápsula, líquido sinovial e osso.

O modelo extrudado ficou constituído de cinco subdivisões distintas, cada uma correspondendo à uma diferente camada do joelho. Em cada camada as propriedades termo físicas e fisiológicas foram, por hipótese, consideradas uniformes.

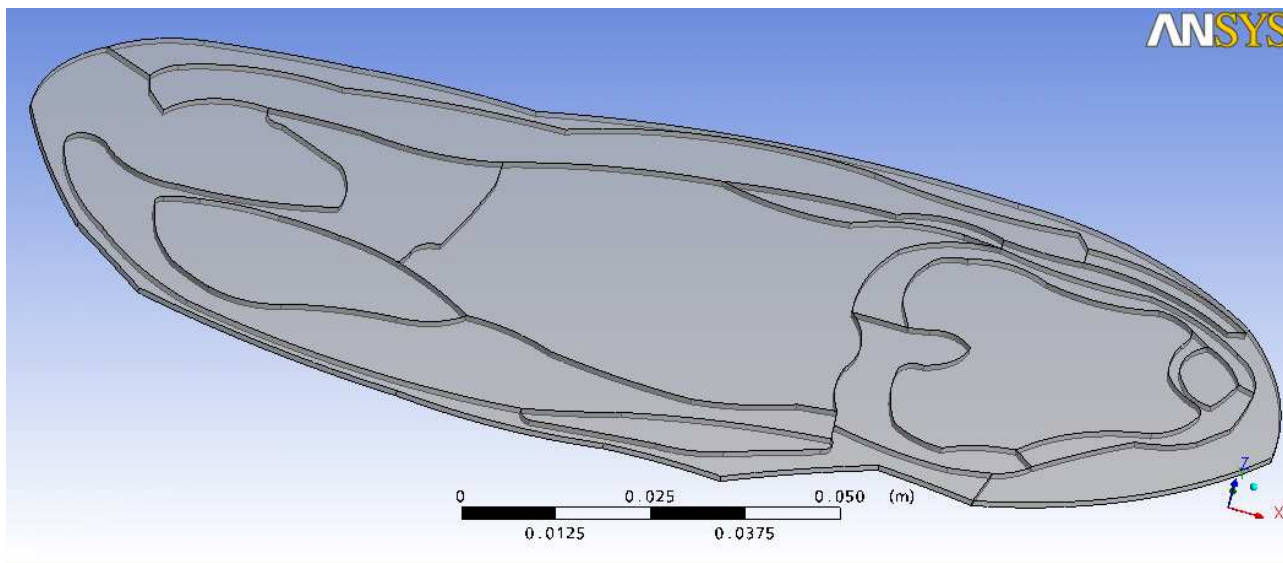


Figura 2. Modelo geométrico do joelho desenhado no Auto-cad.

O volume de cada camada e as propriedades fisiológicas e termofísicas considerados em cada uma, encontram-se, respectivamente, listadas nas Tab. (1) e Tab. (2).

Tabela 1. Volume de cada camada do modelo

Região	Volume (m^3)
Tecido Subcutâneo	1.89585×10^{-6}
Tec Adiposo	1.52074×10^{-6}
Músculo	3.63966×10^{-6}
Liq Sinoavial	6.34183×10^{-7}
Osso	1.11297×10^{-6}

Tabela 2. Propriedades termofísicas e fisiológicas consideradas em cada uma das camadas do modelo

Região	Calor específico ($\frac{J}{kg \cdot ^\circ C}$)	Massa específica ($\frac{kg}{m^3}$)	Condutividade térmica ($\frac{W}{m \cdot ^\circ C}$)	Taxa metabólica ($\frac{W}{m^2}$)	Perfusão sanguínea ($\frac{m^3}{m^2 \cdot seg}$)
Subcutâneo	3365	1200	$4,64 \times 10^{-1}$	200	1.3×10^{-3}
Tec.adiposo	2678	937	$2,03 \times 10^{-1}$	3.9	$2,9 \times 10^{-4}$
Músculo	3684	1097	$5,29 \times 10^{-1}$	716	$5,8 \times 10^{-4}$
Liq.sinoavial	4190	1000	$6,10 \times 10^{-1}$	0	0
Osso	1785	1585	$7,35 \times 10^{-1}$	368,3	$4,0 \times 10^{-4}$

2.2. Modelagem matemática.

A exigência de que a temperatura corporal seja mantida em níveis constantes, faz com que a perda de calor esteja coordenada com a sua taxa de produção. A quantidade de calor produzido internamente pelos tecidos corporais é proporcional ao valor de sua taxa metabólica, sendo esta a única fonte de geração de calor interna (Bishop et al, 2004; Drapper et al, 2004 ; Fiorentini ; SZASZ, 2006)

O calor gerado pelo metabolismo é prontamente utilizado para suportar os processos celulares e manter a temperatura do corpo. O cérebro e os grandes órgãos do tronco são os tecidos mais metabolicamente ativos, gerando, no repouso, maior quantidade de calor metabólico do que os músculos (Sessles, 2000).

Apesar de a condutância térmica tecidual ser um fator determinante na transferência de calor no interior dos tecidos vivos, o mecanismo proeminente na transferência de calor é a convecção devido a perfusão sanguínea. O transporte de energia térmica convectiva é uma função importante do sistema circulatório (Deuflherd; Hochmuth, 2002) . Este sistema é um dos principais responsáveis pelo controle da temperatura corporal. Ao alterar o calibre das pequenas artérias, arteríolas e veias, o fluxo sanguíneo para determinada camada ou tecido, pode ser controlado(Charkoudia, 2003).

Tanto a perfusão sanguínea como a taxa metabólica variam de acordo com a temperatura. Porém, como esta simulação trata da transferência de calor em regime permanente, não houve necessidade de se considerar as variações nas taxas metabólicas e nem na perfusão sanguínea. Seus valores foram considerados constantes e uniformes em cada camada do modelo.

Devido a dificuldade de se representar os vasos sanguíneos no modelo geométrico, o calor recebido por cada camada, proveniente da perfusão sanguínea, foi considerado como um termo de fonte de geração de energia, sendo somado ao termo de geração de calor metabólico da respectiva camada.

Deste modo, o fenômeno da transferência de calor, pode ser modelado através de uma versão simplificada da equação geral da difusão de calor , como demonstrado pela Eq (1):

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{K\partial T}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{k\partial T}{\partial y} \right) + \dot{q} = 0 \quad (1)$$

Onde,

$$\dot{q} = \dot{q}_m + \dot{q}_w \quad (2)$$

Sendo \dot{q}_w a taxa de calor distribuído pela perfusão sanguínea, por unidade volumétrica de tecido, e \dot{q}_m a taxa volumétrica de geração de calor metabólico.

$$\dot{q}_w = w \rho_s c_s (T_{ref} - T_{camada}) \quad (3)$$

Onde w é a perfusão sanguínea por unidade volumétrica de tecido, ρ_s é a massa específica do sangue e T_{ref} é a temperatura retal.

Tabela 3. Propriedades do sangue consideradas.

Massa específica $\left(\frac{kg}{m^3}\right)$	Calor específico $\left(\frac{J}{kg^{\circ}C}\right)$	Temperatura retal $(^{\circ}C)$
1060,0	3800,0	38,1

Tabela 4. Taxa volumétrica de calor recebido por cada camada do modelo, devido à perfusão sanguínea

Camada	Subcutânea	Tecido adiposo	Tecido muscular	Osso
Calor recebido pela perfusão sanguínea $\left(\frac{W}{m^3}\right)$	13614,64	2336,24	3737,98	1611,20

2.3. Condições de Contorno.

1-Convecção:

As trocas térmicas entre os organismos e o ambiente podem ocorrer através da combinação dos mecanismos de radiação, condução, convecção (responsável por 75% das trocas térmicas no repouso) e evaporação (Araújo 2009)

No presente estudo, considerou-se que o joelho só troca calor com o ambiente externo por convecção . As trocas de calor por radiação foram desprezadas

Deste modo, para estimar o coeficiente de troca de calor por convecção , o joelho foi aproximado por um cilindro único, de altura igual a 16,5cm e diâmetro igual a 6.7 cm.

O coeficiente de convecção foi então estimado (igual à $6 \frac{W}{m^2 \cdot ^\circ C}$) utilizando-se a correlação de convecção natural mais apropriada. A temperatura ambiente, foi fixada constante e uniforme igual a $25^\circ C$

2- Simetria:

A presente simulação trata da transferência de calor bidimensional no joelho canino. Para tanto, seria mais sensato utilizar um modelo geométrico bidimensional. Porém, o Ansys CFX não reconhece modelos geométricos bidimensionais, uma vez que utiliza o método dos volumes finitos para realizar as interações numéricas. Por isso utilizou-se um modelo geométrico tridimensional (com espessura desprezível em relação às suas demais dimensões) . Em suas faces superiores e inferiores foram empregadas condições de contorno de simetria. Deste modo o CFX reconhece o problema como se tratando de um problema bidimensional. Devido a espessura desprezível do modelo, o erro advindo desta aproximação também é muito pequeno podendo ser considerado desprezível.

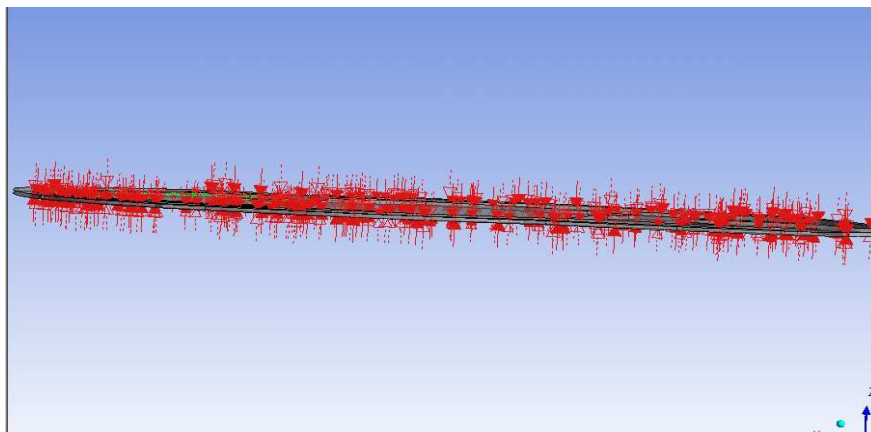


Figura (3). Condição de contorno de simetria

3-Interface de domínios :

Devido ao gradiente de temperatura entre as camadas do modelo, calor é transferido entre elas por condução. Criou-se cada camada como correspondendo a um domínio físico diferente (pois suas propriedades fisiológicas e termofísicas também são diferentes). Para representar que estas camadas estão conectadas, e portanto, fazem parte do mesmo problema físico, condições de interface de domínio foram criadas, como ilustrado pela Fig.4

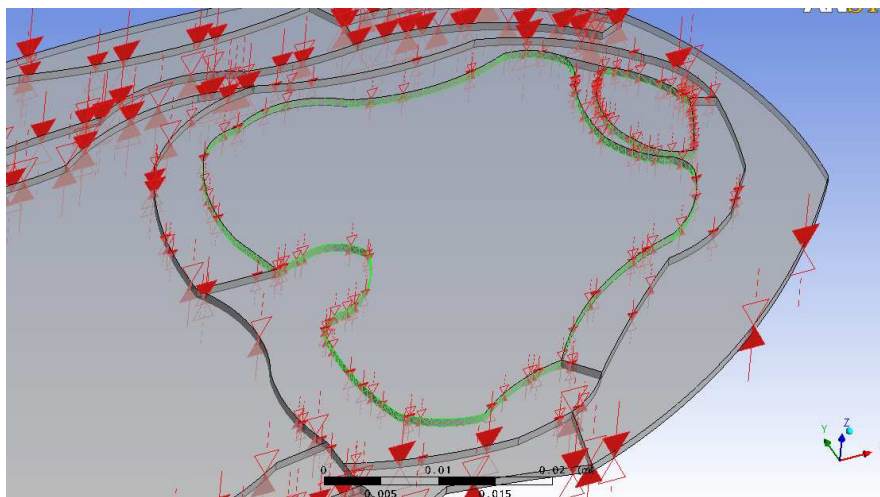


Figura (4). Interface de Domínio: osso – L.sinovial

3. ANÁLISE DOS RESULTADOS E DISCUSSÃO

3.1.Resultados experimentais

Os dados experimentais disponíveis neste artigo foram retirados de um trabalho de doutorado realizado no Departamento de Pós Graduação em Engenharia Mecânica da UFMG (Araújo 2009).

O experimento limitou-se em mensurar *in vivo* as temperaturas retal e dos tecidos e estruturas peri e intra - articular do joelho canino nas condições de neutralidade térmica e de aquecimento e resfriamento articulação

Para as medições da temperatura tecidual foram utilizados um total de 10 termopares, cada um inserido em uma posição diferente do joelho. Estas posições encontram-se representadas na Fig. (7) :

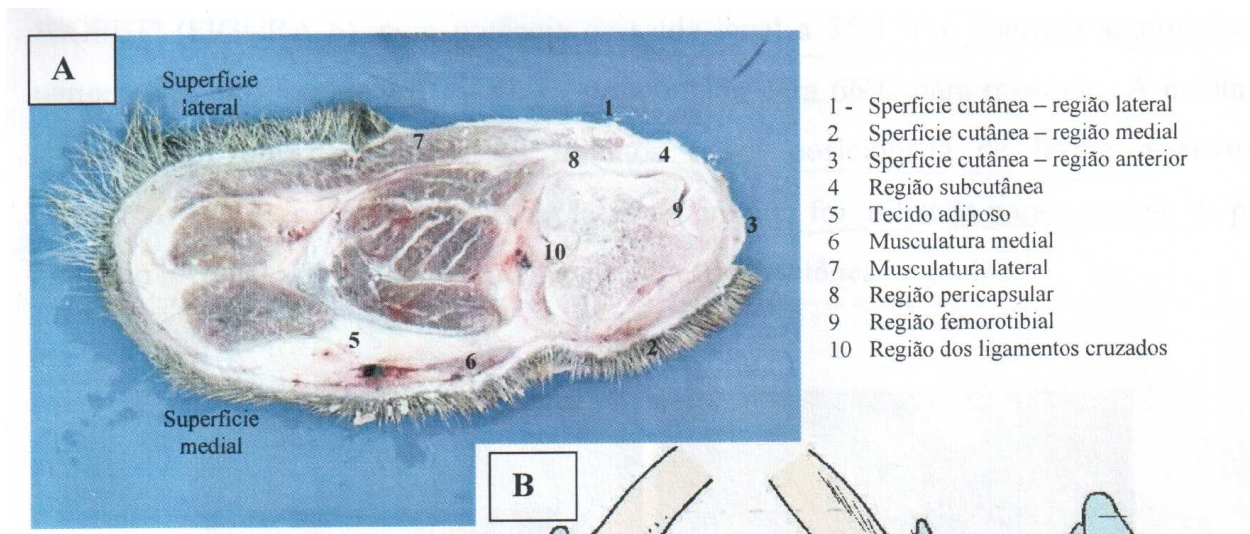


Figura (5). Localização dos termopares

Cada um dos joelhos (n = 20) dos cães selecionados para o estudo foi submetido a um único tratamento térmico, visando aquecer (n = 10) ou resfriar (n=10) a articulação e estruturas peri-articular .

A aplicação de recursos térmicos ocorreu somente 10 minutos após a coleta de dados ter iniciado e as informações coletadas nos primeiros 10 minutos foram utilizadas para a determinação dos valores das temperaturas pré-aquecimento e pré-resfriamento. Os dados nesse período foram utilizados para estabelecer temperaturas de referência para a condição de neutralidade térmica [ver Tab. (5)].

Tabela (5). Valores de temperaturas aferidos pelos termopares

Média descritiva	Retal	Superfície cutânea	Subcutâneo	Tec. adiposo	Tec. muscular	Cápsula articular	Cav. Intra-articular
Média	38.1	34.9	35.5	36.1	36.5	35.2	37.1
Desv.padrão	0.5	1.2	0.9	1.0	1.0	1.0	1.0

3.2. Resultados das simulações

Através das simulações numéricas foi possível estimar o campo de temperatura ao longo das diferentes camadas e tecidos que compõem o joelho.

A temperatura média em cada camada foi calculada [ver Tab. (6)].

Tabela (6). Temperatura média de cada camada obtida através da simulação

Região	Gordura	Osso	Subcutâneo	Músculo	L.sinoavial
Temp. Média	41,0	34.4	40,0	41,0	34.5

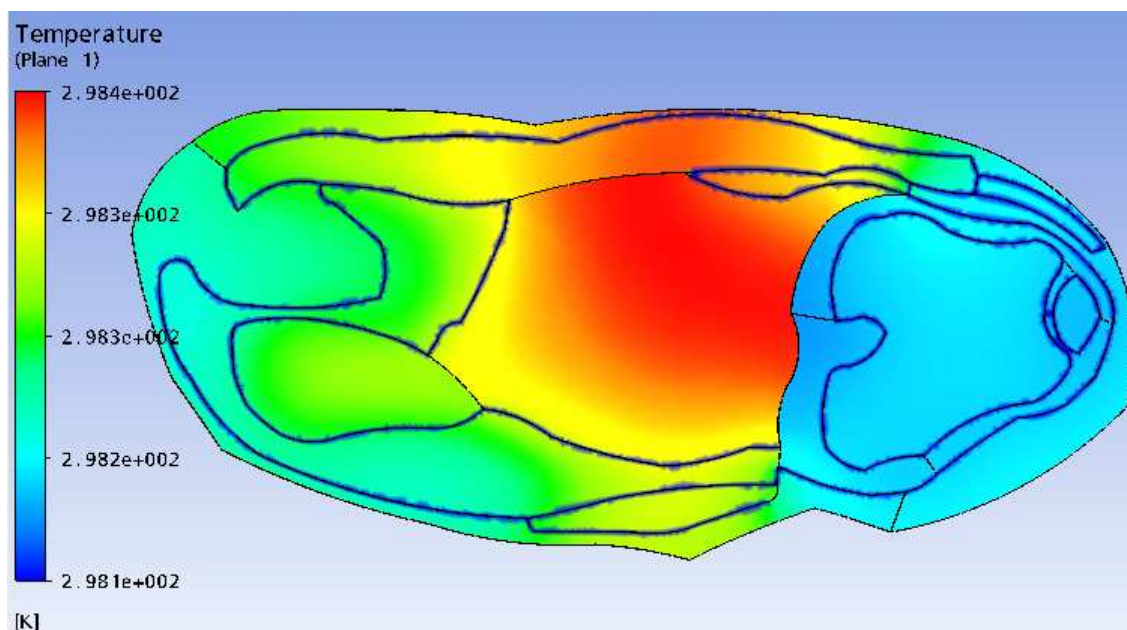


Figura (6). Campo de temperatura no interior do joelho

3.3. Comparação entre os resultados numéricos e experimentais

Para validar um modelo numérico, os resultados obtidos devem ser comparados com resultados analíticos ou experimentais.

Devido a impossibilidade de soluções analíticas, os resultados numéricos foram comparados com os dados experimentais disponíveis.

O modelo computacional foi utilizado para estimar os valores de temperatura em cada uma das regiões onde os termopares foram inseridos. Os resultados obtidos foram comparados com os resultados experimentais disponíveis.

Tabela(7). Comparação entre os resultados numéricos e experimentais de temperatura

Regiões	Subcutâneo	Tec. adiposo	Musc. lateral	Cápsula articular
Dados experimentais	35.5	36.1	36.5	35.2
Resultados numéricos	34.9	40.7	39.7	34.1

Os resultados numéricos e experimentais, para as regiões subcutânea e da cápsula articular, se encontraram bastante próximos. Já para as regiões da musculatura lateral e do tecido adiposo, estes resultados apresentaram uma grande divergência (aproximadamente 10%).

Esta divergência pode ter sido ocasionada por um possível superdimensionamento nos parâmetros de perfusão sanguínea.

Não há um consenso na literatura a cerca dos valores específicos de perfusão sanguínea para os diferentes tecidos corporais. Este parâmetro encontra-se estimado dentro de uma faixa de variação, e não possui nenhum valor específico, único, mais comumente aceito.

Seria apropriado variar os valores de perfusão sanguínea (dentro da faixa de valores disponíveis na literatura) em cada camada do modelo. Os resultados obtidos deveriam ser novamente comparados. Os valores de perfusão sanguínea que mais aproximam os resultados numéricos dos resultados experimentais, deveriam, por hipótese, ser adotados para o modelo.

4-CONCLUSÃO :

O modelo numérico computacional mostrou-se razoável para estimar o campo de temperatura ao longo dos diferentes tecidos que compõe o joelho. Porém, alguns parâmetros adotados neste modelo (principalmente os valores de perfusão sanguínea) devem ser revistos.

4. REFERÊNCIAS

Angélica Rodrigues de Araújo 2009 “Formulação e validação de um modelo térmico para estimativa da temperatura intra-articular”.

Bishop,S.et al. 2004 “Human tissues temperature rise during ultrasound treatments with the aquaflex gel pad.” Journal

- of Athletic Training, v.39,n.2p.126-131,2004.
- Charkoudian, N. "Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why." Mayo Foundation for Medical education and Research. V. 78,p.603-612,2003.
- Cui,Z.F;Barbenel,C.J 1991. "The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature". Physics in Medicine and Biology. V.36, n.12,p.1607-1620
- Deuffhard,P;Hochmuth 2002 "Multiscale analysis of thermoregulation in the human microvascular system" Zib,p.1-20,2002
- Goldenberg, et al.2001 "Efeitos da tela de polipropileno no testículo, epidídimo e ducto deferente de cães." Acta Cirúrgica Brasileira, v.16, n.4, p.226-230, out/ dez. 2001.
- Maria,P.P.et al 2004 " Polyurethane resins derived from castor oil (Ricinus communis) for tibial crest deviation in dogs." Ciencia rural, v.34, n.3, p.821-827,May/june 2004
- Pardasani,K.R ; adlakha, N. 1995 " Coaxial circular sector elements to study two dimensional heat distribution problem in dermal regions of human limbs." Mathematical and Computer modeling,, v 22, n.9,p.127-140,1995
- Svage, M.V. ; Brengelmann,G.L. 1996 "Control of skin blood in the neutral zone of human body temperature regulation."JournalofAppliedPhysiology,v.80,n.4,p.1249-1257
- Sessler,D.I. "Perioperative heat balance" Anesthesiology,v.92,n.2,p.578-596,2000.
- Roman Trobec; Marjan sterk, Said AlMawed, Matjaz Veselko 2007 "Computer simulation of topical knee cooling"DepartamentofcommunicationsystemsInstitute
- Wilson, S.B Spence ,V.A 1988 " A tissue heat transfer model for relating dynamic temperature changes to Physiological parameters" Physics in medicine and biology V.33,n8,p895-912,1988

A COMPUTER NUMERICAL MODEL TO DETERMINE THE TEMPERATURE DISTRIBUTION INTO A DOG KNEE.

Saulo de Freitas Gonçalves, saulodg@gmail.com
Rudolf Huebner , rudolf@demec.ufmg.br
Angélica Rodrigues de Araújo, angelica@bios.srv.br
Marcos Pinotti Faria, pinotti@demec.umg.br

Universidade Federal de Minas Gerais, Av. Antônio Carlos, 6.627
31270-901 Belo Horizonte - MG

***Abstract.** Numerical computer simulation has been demonstrating a great help in the compression and solving a variety of problems in thermal medicine. It consists in a practical and fast way of predicting the temperature field into living tissues and joints. In this study we intend to develop a numerical computer model that can be able to predict the temperature distribution into a dog knee (when it's temperature doesn't vary in time). With that purpose, we used digital photographs to built a 3D geometric model of the knee. This model was composed of a single high and some cores, each core corresponding to a different tissue. The numerical results were compared with experimental ones. Although the numerical and experimental results have shown a great agreement, some property used in this model, especially the values of the blood perfusion, must be reconsidered*

Keywords: Bioheat, joints , thermo medicine, CFD,



VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA
VI NATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING
18 a 21 de agosto de 2010 – Campina Grande – Paraíba - Brasil
August 18 – 21, 2010 – Campina Grande – Paraíba – Brazil

|