



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA**

**“SIMULAÇÃO DA TRANSFERÊNCIA DE CALOR NA
ARTICULAÇÃO DO JOELHO EM MODELO ANIMAL
PARA CONDIÇÕES DE AQUECIMENTO E
RESFRIAMENTO”**

FERNANDA SOUZA DA SILVA

Belo Horizonte, 28 de fevereiro de 2011.

Fernanda Souza da Silva

**“SIMULAÇÃO DA TRANSFERÊNCIA DE CALOR NA ARTICULAÇÃO DO
JOELHO EM MODELO ANIMAL PARA CONDIÇÕES DE AQUECIMENTO E
RESFRIAMENTO”**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em

Área de concentração: Bioengenharia

Orientadora: Prof^a. Adriana Silva França

(Universidade Federal de Minas Gerais)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2011

À Deus, por mostrar-se sempre presente.

Aos meus pais e ao meu irmão, pelo apoio e pela compreensão em todos os momentos da
minha vida.

Ao Dani, pelo amor e imensa dedicação.

AGRADECIMENTOS

À Deus, por sempre me acompanhar e me guiar e por todas as graças concedidas ao longo da minha vida.

Aos meus pais Paulo e Tereza, por todo o amor, carinho, dedicação e incentivo. Devo a vocês todas as conquistas da minha vida.

Ao meu irmão, pela amizade, apoio e disponibilidade em me ajudar.

Ao Dani, por ter compartilhado comigo todos os momentos. Obrigada pelo amor, pela força, pela paciência e por sempre acreditar em mim.

A minha orientadora professora Adriana, por acreditar na realização deste trabalho, pelos conhecimentos transmitidos e pela grande oportunidade de crescimento pessoal e profissional. Obrigada pela confiança!

Ao professor Pinotti, pela oportunidade.

À Angélica, por ter incentivado o meu interesse pela pesquisa, pela confiança, amizade e pelas oportunidades concedidas desde a graduação.

À Maria Emília, pela força e por me incluir em suas orações.

À Selma e ao Taquinho, pelos momentos de descontração nos finais de semana que foram muito importantes para a produção deste trabalho e por todas as preces realizadas.

À Sueli, ao Alexandre e a todos os amigos e familiares que rezaram e torceram por mim.

À Dora, pela dedicação e disponibilidade em solucionar os nossos problemas durante o curso.

Aos Colegas que conheci na pós-graduação e que sempre se disponibilizaram em ajudar nas disciplinas.

Ao CNPq, pela bolsa concedida para a realização deste trabalho.

SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS	4
LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABELAS	13
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	15
NOMENCLATURA.....	16
RESUMO	18
ABSTRACT	19
1 INTRODUÇÃO.....	15
1.1 Objetivos.....	20
1.1.1 Objetivo Geral	20
1.1.2 Objetivos específicos	20
2 REVISÃO DA LITERATURA	22
2.1 Homeostase térmica.....	22
2.1.1 Balanço entre o ganho e a perda de calor	23
2.2 Termorregulação normal.....	24
2.3 Aquecimento e resfriamento terapêuticos.....	26
2.4 Modelos de biotransferência de calor e simulação numérica	31
3 MATERIAL E MÉTODO	42
3.1 Descrição do modelo matemático	42
3.2 Verificação do <i>software</i> FEHT	42
3.2.1 Definição do problema físico	43
3.2.2 Obtenção da solução analítica	44
3.3 Simulação numérica do aquecimento e do resfriamento do joelho canino.....	47
3.3.1 Simulações unidimensionais do aquecimento e do resfriamento do joelho canino 50	
3.3.2 Simulação bidimensional.....	52
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	55
4.1 Verificação do <i>software</i>	55
4.2 Simulações dos processos de aquecimento e de resfriamento com o <i>software</i> FEHT 58	
4.2.1 Simulações unidimensionais	58
4.2.2 Simulações bidimensionais	80

4.3	Considerações finais	103
5	CONCLUSÕES	107
6	SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	108
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	109

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 3.1 - Corte transversal da articulação do joelho canino feito com o joelho em extensão total, proximal a interlinha articular (ARAÚJO, 2009).....	49
FIGURA 3.2 – Modelo geométrico da articulação do joelho canino utilizado para as simulações unidimensionais.	51
FIGURA 3.3 – Locais da medição de temperatura experimental (ARAÚJO, 2009).	53
FIGURA 3.4 - Modelo bidimensional no <i>software</i> FEHT.	54
FIGURA 4.1 - Variação da temperatura ao longo da camada muscular no aquecimento...	56
FIGURA 4.2 - Variação da temperatura ao longo da camada muscular no resfriamento...	56
FIGURA 4.3 - Comparação entre a solução analítica e a simulação para o aquecimento. .	57
FIGURA 4.4 - Comparação entre a solução analítica e a simulação para o resfriamento. .	57
FIGURA 4.5 - Comportamento da temperatura média da epiderme com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	62
FIGURA 4.6 - Comportamento da temperatura média do subcutâneo com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	62
FIGURA 4.7 - Comportamento da temperatura média do tecido adiposo com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	63
FIGURA 4.8 - Comportamento da temperatura média do músculo com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	63
FIGURA 4.9 - Comportamento da temperatura média da região pericapsular com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	64
FIGURA 4.10 - Comportamento da temperatura média do líquido sinovial com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	64

FIGURA 4.11 - Comportamento da temperatura média do osso com o tempo - simulação TU.....	65
FIGURA 4.12 - Comportamento da temperatura média da epiderme com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	68
FIGURA 4.13 - Comportamento da temperatura média do subcutâneo com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	68
FIGURA 4.14 - Comportamento da temperatura média do tecido adiposo com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	69
FIGURA 4.15 - Comportamento da temperatura média do músculo com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	69
FIGURA 4.16 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	70
FIGURA 4.17 - Comportamento da temperatura média do líquido sinovial com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	70
FIGURA 4.18 - Comportamento da temperatura média do osso com o tempo - simulação QU.	71
FIGURA 4.19 - Perfis de temperatura nos instantes iniciais e finais da simulação QB.	72
FIGURA 4.20 - Comportamento da temperatura média da epiderme com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	76
FIGURA 4.21 - Comportamento da temperatura média do subcutâneo com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	76
FIGURA 4.22 - Comportamento da temperatura média do tecido adiposo com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	77

FIGURA 4.23 - Comportamento da temperatura média do músculo com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	77
FIGURA 4.24 - Comportamento da temperatura média da região pericapsular com o tempo - simulação do resfriamento.(As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	78
FIGURA 4.25 - Comportamento da temperatura média do líquido sinovial com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	78
FIGURA 4.26 - Comportamento da temperatura média do osso com o tempo - simulação do resfriamento.	79
FIGURA 4.27 - Malha utilizada para a obtenção do campo de temperaturas.	80
FIGURA 4.28 - Comportamento da temperatura do subcutâneo com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	82
FIGURA 4.29 - Comportamento da temperatura do tecido adiposo com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,095$ m; $y = 0,06$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	83
FIGURA 4.30 - Comportamento da temperatura da musculatura medial com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,166$ m; $y = 0,05$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	83
FIGURA 4.31 - Comportamento da temperatura da musculatura lateral com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,167$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	84
FIGURA 4.32 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,13$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	84

FIGURA 4.33 - Comportamento da temperatura da região femorotibial com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,246$ m; $y = 0,12$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	85
FIGURA 4.34 - Comportamento da temperatura da região dos ligamentos cruzados com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,211$ m; $y = 0,08$). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	85
FIGURA 4.35 - Comportamento da temperatura do subcutâneo com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	90
FIGURA 4.36 - Comportamento da temperatura do tecido adiposo com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,095$ m; $y = 0,06$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	90
FIGURA 4.37 - Comportamento da temperatura da musculatura medial com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,166$ m; $y = 0,05$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	91
FIGURA 4.38 - Comportamento da temperatura da musculatura lateral com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,167$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	91
FIGURA 4.39 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,13$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	92
FIGURA 4.40 - Comportamento da temperatura da região femorotibial com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,246$ m; $y = 0,12$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).	92

FIGURA 4.41 - Comportamento da temperatura dos ligamentos cruzados com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,211$ m; $y = 0,08$). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	93
FIGURA 4.42 – Isolinhas de temperatura na articulação do joelho no instante final ($t = 2400$ s) da simulação QB.	94
FIGURA 4.43 - Comportamento da temperatura do subcutâneo com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	98
FIGURA 4.44 - Comportamento da temperatura do tecido adiposo com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,095$ m; $y = 0,06$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	99
FIGURA 4.45 - Comportamento da temperatura da musculatura medial com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,166$ m; $y = 0,05$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	99
FIGURA 4.46 - Comportamento da temperatura da musculatura lateral com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,167$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	100
FIGURA 4.47 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,13$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	100
FIGURA 4.48 - Comportamento da temperatura da região femorotibial com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,246$ m; $y = 0,12$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).....	101
FIGURA 4.49 - Comportamento da temperatura dos ligamentos cruzados com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,211$ m; $y = 0,08$). (As barras de erro	

representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo)..... 101

FIGURA 4.50 - Isofaixas de temperatura na articulação do joelho canino no instante final (t = 1800s) do resfriamento. 102

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1 - Causas de ganho e perda de calor.....	23
TABELA 3.1 - Propriedades físicas, termofísicas e fisiológicas do sangue e da camada muscular.	44
TABELA 3.2 - Parâmetros físicos, termofísicos, fisiológicos dos tecidos.	48
TABELA 3.3 - Média das temperaturas iniciais utilizadas para as simulações unidimensionais de aquecimento e resfriamento (ARAÚJO, 2009).	52
TABELA 4.1 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação TU, realizada a partir da temperatura média da manta térmica ($T_{média} = 57,6^{\circ}\text{C}$).....	60
TABELA 4.2 - Diferença percentual média entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação TU para as camadas teciduais do joelho canino.	65
TABELA 4.3 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação QU, realizada a partir do fluxo de calor médio da manta térmica ($q_{x''} = 215,7 \text{ Wm}^{-2}$).	67
TABELA 4.4 - Diferença percentual média (%) entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação QU para as camadas teciduais do joelho canino.....	73
TABELA 4.5 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação unidimensional do resfriamento, realizada a partir da temperatura média de uma compressa de gelo ($T_{média} = 4,5^{\circ}\text{C}$).	74
TABELA 4.6 - Diferença percentual média (%) entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação do resfriamento para as camadas teciduais do joelho canino. .	79
TABELA 4.7 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação TB, realizada a partir da temperatura média da manta térmica ($T_{média} = 57,6^{\circ}\text{C}$).....	81
TABELA 4.8 - Diferença percentual média entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação do aquecimento para as camadas teciduais do joelho canino. .	86
TABELA 4.9 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação QB, realizada a partir do fluxo de calor médio da manta térmica ($q_{x''} = 215,7 \text{ Wm}^{-2}$).	88
TABELA 4.10 - Comparação das temperaturas (média, máxima e final) encontradas durante a simulação QB (Simul QB) e os dados experimentais (Exp) do estudo de Araújo (2009).	89

TABELA 4.11 - Diferença percentual média (%) entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação QB para as camadas teciduais do joelho canino.	95
TABELA 4.12 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação bidimensional do resfriamento, realizada a partir da temperatura média de uma compressa de gelo ($T_{média} = 4,5^{\circ}\text{C}$).	96
TABELA 4.13 - Comparação das temperaturas (média, máxima e final) encontradas durante a simulação bidimensional do resfriamento e os dados experimentais (exp) do estudo de Araújo (2009).	97
TABELA 4.14 - Diferença percentual média entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação bidimensional do resfriamento para as camadas teciduais do joelho canino.	103

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD	Computer Aided Design
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
Exp	Experimento <i>in vivo</i>
FEHT	“Finite Element Heat Transfer”
Simul	Simulação numérica
Sol anal.	Solução analítica
PPGEM	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais

NOMENCLATURA

Letras Latinas

A	Área [m^2]
c_p	Calor específico à pressão constante [$\text{Jkg}^{-1}\text{C}^{-1}$]
d	Diâmetro do vaso [mm]
g	Fluxo de massa “efluente” [m^3s^{-1}]
k	Condutividade térmica [$\text{Wm}^{-1}\text{C}^{-1}$]
L	Espessura (m)
l	Comprimento [m]
n	Densidade do número de vasos [$\#\text{m}^{-2}$]
q_x	Potência média da manta térmica [W]
q_x''	Fluxo de calor por unidade de área [Wm^{-2}]
q_{met}	Geração de calor metabólico [Wm^{-3}]
r	Raio do cilindro [mm]
t	Tempo [s]
T	Temperatura [$^{\circ}\text{C}$]
u	Média volumétrica da densidade do fluxo sanguíneo [ms^{-1}]
V	Velocidade do sangue dentro dos vasos [m/s]
w	Perfusão sanguínea [$\text{m}^3\text{s}^{-1}\text{m}^{-3}$ tecido]

Letras Gregas

ρ Massa específica [kgm^{-3}]

Subscritos

a Arterial

e Equilíbrio térmico

e	Externo
<i>eff</i>	Efetiva
final	Final
i	Interno
met	Metabolismo
m	Músculo
s	Sangue
v	Venoso

RESUMO

A aplicação terapêutica de calor e de frio é amplamente utilizada na prática clínica da fisioterapia, sendo especialmente relevante no tratamento de lesões do sistema musculoesquelético (osso, ligamento, músculo e tendão). Para que os benefícios decorrentes dessas terapias possam ser alcançados é necessário, entretanto, que o tecido alvo atinja uma faixa ótima de temperatura. Temperaturas fora da faixa terapêutica recomendada podem promover tratamentos ineficazes e até mesmo dano térmico ao tecido. Compreender o comportamento da temperatura tecidual em resposta às aplicações térmicas é, portanto, essencial para que esses tratamentos sejam seguros e eficazes. Nesse contexto, a simulação numérica tem se mostrado uma alternativa interessante para o conhecimento da distribuição da temperatura em diversos tecidos expostos a diferentes intervenções térmicas. Este estudo teve como objetivo principal simular a transferência de calor nos tecidos superficiais e profundos que compõem a articulação do joelho canino, durante os processos de aquecimento e de resfriamento terapêuticos. As simulações foram realizadas aproximando a geometria do joelho por um cilindro (simulação unidimensional) e considerando as variações de geometria na direção radial (simulação bidimensional). O fenômeno de transmissão de calor foi avaliado com base no modelo de biotransferência de calor proposto por Pennes. Para esta análise foi utilizado um *software* baseado na técnica de elementos finitos (FEHT – versão acadêmica). Dois tipos de condições de contorno foram avaliados para o aquecimento terapêutico: 1- considerou a temperatura média de uma manta térmica (57,6°C) (simulação TU e simulação TB) e 2 - o fluxo médio de calor da mesma (215,7 Wm⁻²) (simulação QU e simulação QB). O resfriamento tecidual foi simulado a partir da temperatura média de uma compressa de gelo (4,5°C). Os resultados das simulações foram comparados com dados experimentais *in vivo* disponíveis na literatura. Dentre as simulações unidimensionais realizadas, tanto a simulação TU, quanto a simulação do resfriamento apresentaram diferenças percentuais superiores a 5%. Em contrapartida, a simulação QU obteve uma boa aproximação com os dados experimentais, sendo que a maior diferença percentual média encontrada para essa simulação foi de apenas 3% (camada do líquido sinovial). Nas simulações bidimensionais, apenas a simulação TB apresentou diferença percentual média superior a 5%. A simulação QB apresentou uma boa aproximação com os dados experimentais e a maior diferença percentual encontrada para essa simulação foi de 1,9% (região dos ligamentos cruzados). Apesar da simulação do resfriamento ter apresentado erros inferiores a 5%, por meio das isolinhas de temperatura foi possível visualizar que a região externa da articulação apresentou temperaturas inferiores ao recomendado (T<10°C). Em resumo, as simulações realizadas com o *software* FEHT foram válidas para avaliar e compreender a distribuição da temperatura nos tecidos biológicos durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. As simulações realizadas podem ser uma ferramenta importante para a avaliação não invasiva da eficácia dos tratamentos térmicos.

Palavras Chaves: *biotransferência de calor; equação de Pennes; simulação numérica; aquecimento terapêutico; resfriamento terapêutico; elementos finitos.*

ABSTRACT

Therapeutic application of heat and cold is commonly used in physical therapy, being relevant to the treatment of lesions of the muscular and skeletal systems (bones, ligaments, muscle and tendon). However, for the benefits of this therapy to be achieved, it is necessary for the therapeutic target to be heated or cooled within specified temperature limits. Correct assessment of tissue temperature is therefore an important strategy for safe and effective treatments, given that temperatures outside the recommended range can either not be sufficient for promoting the desired therapeutic effects or can cause thermal damage to the tissue. Numerical simulation is a promising alternative for the evaluation of temperatures in tissue layers exposed to different thermotherapy interventions. Thus, this study aimed at the simulation of the transient heat transfer taking place in the canine knee joint, resulting from the application of therapeutic heat and cold. The simulations were performed approaching the geometry of the knee by a cylinder (one-dimensional simulation) and considering the real geometry variations in the radial direction (two-dimensional simulation). Transient heat transfer in the canine knee joint was evaluated, with the effects of blood perfusion and metabolic heat based on the model proposed by Pennes. To solve the problem, *software* based on the finite element technique was used (FEHT). Two different boundary conditions were evaluated for therapeutic heating: 1 – surface temperature equivalent to that of a thermal blanket (57.6°C) (simulation TU and simulation TB) and 2 – heat flux of thermal blanket (215,7 Wm⁻²) (QU simulation and simulation QB). The tissue cooling was simulated considering the surface temperature equivalent to that of an ice pack (4.5°C). The results obtained were compared to experimental data available in literature. Among the one-dimensional simulations performed, simulation TU and cooling simulation showed average differences above 5%. In contrast, the simulation QU provided a good approximation to the experimental data, and the largest average difference found was only 3% (synovial liquid). In two-dimensional simulations, only the simulation TB showed average difference higher than 5%. The simulation QB showed a good approximation to the experimental data and the largest average difference found was 1.9% (cruciate ligaments). Although the cooling simulation have shown less than 5% error, through the isolines of temperature it was possible to visualize the tissues underlying the epidermis had temperatures lower than recommended ($T < 10^{\circ}C$). In summary, the simulations performed with the *software* FEHT were valid to assess and understand the temperature distribution in biological tissues during the processes of heating and cooling treatment. The simulations can be an important tool for noninvasive evaluation of the effectiveness of thermal treatments.

Key words: *bio heat transfer; Pennes equation; numerical simulation; therapeutic heating; therapeutic colling; finite-element.*

1 INTRODUÇÃO

A fisioterapia é a prescrição de programas de tratamento com a finalidade de restaurar a perda ou comprometimento da função física resultante de doença, lesão, defeito congênito ou cirurgia. Uma avaliação completa, com a devida consideração dos sinais e sintomas importantes, permite a seleção adequada do tratamento e conseqüentemente um melhor desempenho na reabilitação e recuperação do indivíduo (ANDREWS *et al.*, 2010).

Os agentes físicos ou modalidades terapêuticas, categorizados como térmicos, mecânicos e eletromagnéticos, são alguns dos instrumentos terapêuticos dos quais dispõe o fisioterapeuta. Eles incluem a termoterapia, a compressão, as correntes elétricas e a radiação eletromagnética, dentre outros (CAMERON, 2008). Estes recursos são adjuntos não farmacológicos que, se utilizados corretamente, são capazes de realçar os efeitos dos exercícios e dos medicamentos e podem agregar ótimos resultados ao tratamento promovendo alívio da dor (HUBBARD *et al.*, 2004), reparo tecidual (DYSON *et al.*, 1968; ALLEN, 2006), diminuição dos sinais inflamatórios (OHKOSHI, 1999; NADLER *et al.*, 2004; JARVINEN *et al.*, 2005), aumento da extensibilidade dos tecidos conectivos (NADLER *et al.*, 2004) e modificação do tônus muscular (CAMARA, 2005; FELICE; SANTANA, 2009).

Os recursos térmicos de aquecimento e de resfriamento, em diversas formas, são utilizados com finalidades terapêuticas desde os tempos antigos. Atualmente, esses recursos são amplamente empregados na prática clínica da fisioterapia, principalmente para o tratamento de lesões do sistema músculoesquelético (osso, ligamento, músculos e tendões) (LIN, 2003; NADLER *et al.*, 2004). Segundo a literatura, a aplicação de recursos térmicos é recomendada em sete de dez guias de conduta que consideram estas modalidades (ZHANG *et al.*, 2008). Tal fato deve-se, sobretudo à praticidade, ao baixo custo, aos benefícios e aos mínimos riscos oferecidos por esses agentes quando aplicados corretamente (ARAÚJO, 2009). Entretanto, em virtude da grande popularidade alcançada no meio clínico, o uso das modalidades de aquecimento e de resfriamento tornou-se bastante indiscriminado, sem qualquer embasamento científico e conseqüentemente com resultados pouco favoráveis.

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; KITCHEN, 2003; ROBERTSON *et al.*, 2005). De acordo com Kitchen (2003), valores fora da faixa terapêutica recomendada podem ocasionar tratamentos ineficazes ou dano térmico ao tecido, com conseqüente destruição do citoesqueleto, da membrana celular e da microvasculatura regional. Tais lesões podem causar interrupção do ciclo reprodutivo celular e do fluxo sanguíneo no local, o que predispõe à necrose tecidual (KNIGHT *et al.*, 2001).

Segundo Killer e Hayes (1991), as queimaduras de pele causadas pela exposição excessiva ao calor ou ao frio são alguns dos riscos mais comumente encontrados no cotidiano e no trabalho, no qual pode-se incluir a prática clínica da fisioterapia. Desta forma, para que as terapias térmicas possam ser empregadas com eficiência e segurança, a compreensão do processo transferência de calor nos tecidos biológicos é um fator essencial (KARAA *et al.*, 2005; ARAÚJO, 2009).

Embora determinações *in vivo* da temperatura tecidual sejam empregadas com esse objetivo, ainda existem grandes dificuldades e riscos associados à realização desses procedimentos, principalmente, pelo caráter invasivo, pela imprecisão no controle de diversos parâmetros e pelas limitações das medidas (TROBEC *et al.*, 2008).

Atualmente, um grande número de ferramentas numéricas e computacionais da engenharia é utilizado para conhecer e interpretar os processos e fenômenos biológicos. Dentre estas ferramentas, as simulações numéricas têm sido de grande importância em uma gama de problemas relacionados, em particular, à transferência de calor nos tecidos vivos. Tal instrumento pode colaborar fortemente para a análise e orientação dos procedimentos térmicos realizados pelos profissionais da saúde, permitindo que atinjam os objetivos de forma eficaz e segura.

Devido ao uso clínico generalizado dos recursos de aquecimento e resfriamento, aos estudos limitados e inconsistentes e, principalmente, diante dos enormes benefícios proporcionados pela utilização adequada dessas modalidades na reabilitação de indivíduos com desordens músculo-esqueléticas, cresceu o interesse em compreender o comportamento da temperatura nos tecidos que compõe a articulação do joelho, alvo

frequente das terapias térmicas. Nesse sentido, a simulação numérica se apresenta como uma alternativa não invasiva, de baixo custo e que possibilita calcular, analisar e visualizar as mudanças de temperatura que ocorrem com o tempo em qualquer ponto do alvo terapêutico.

Atualmente, o modelo animal é adotado em diversos campos da pesquisa biológica. Em meio às espécies animais empregadas em pesquisa, o cão encontra-se entre os mais comumente utilizados. Esse fato deve-se, tanto as semelhanças anatômicas, funcionais e fisiológicas existentes entre eles e os seres humanos, quanto à facilidade de obtenção desses animais (FAGUNDES; TAHA, 2004; ARAÚJO, 2006).

Portanto, o presente trabalho teve como objetivo geral simular a transferência de calor na articulação do joelho canino durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. O fenômeno de transmissão de calor avaliado foi descrito pelo modelo proposto por Pennes (1948). Um *software* baseado na técnica de elementos finitos (FEHT – versão acadêmica- INCROPERA; DEWITT, 2008) foi utilizado na solução da equação de biotransferência de calor de Pennes para a determinação do comportamento da temperatura dos tecidos alvos da aplicação de calor e de frio. Efetuaram-se estudos de simulação unidimensional e bidimensional, os quais foram comparados com resultados experimentais disponíveis na literatura (ARAÚJO, 2009).

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo Geral

- Simular, utilizando o *software* FEHT, a transferência de calor nos tecidos superficiais e profundos que compõem a articulação do joelho canino quando esta é submetida à processos de aquecimento e de resfriamento.

1.1.2 Objetivos específicos

- Verificar a adequabilidade do *software* FEHT, a ser utilizado para as simulações, em solucionar problemas unidimensionais de biotransferência de calor.

- Simular a transferência de calor na articulação do joelho canino durante o aquecimento e o resfriamento terapêuticos, aproximando a geometria do joelho por um cilindro (simulação unidimensional).
- Simular a transferência de calor na articulação do joelho canino durante o aquecimento e o resfriamento terapêuticos, considerando as variações da geometria na direção radial (simulação bidimensional).
- Avaliar o tipo de condição de contorno (temperatura constante ou fluxo de calor constante) que melhor representa o processo de aquecimento nas simulações com o *software* FEHT, em comparação com dados experimentais *in vivo*.
- Verificar se as variações da temperatura tecidual obtidas com as simulações numéricas se encontram dentro da faixa de temperatura recomendada pela literatura para que os efeitos terapêuticos possam ser adequadamente alcançados.
- Comparar os resultados obtidos nas simulações unidimensionais e bidimensionais do aquecimento e do resfriamento com dados experimentais *in vivo* encontrados na literatura.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Homeostase térmica

No século XIX, o fisiologista francês Claude Bernard introduziu o conceito do *milieu intérieur*, que expressa a necessidade da constância do ambiente interno para a manutenção da vida livre e independente (BERNARD, 1865). Seus estudos sobre os mecanismos de regulação orgânica possibilitaram, conjuntamente com os progressos da física, a formulação do conceito de *homeostasia*, por Walter B. Cannon, em 1929 (BAYLISS, 1966, BLIGH, 2006).

O termo homeostasia, formado pelos radicais gregos *homeo* (similar) e *stasis* (estável), significa a manutenção das condições constantes, ou estáticas, do meio interno independente de alterações no meio externo (GUYTON, 1997; BLIGH, 2006). A temperatura corporal central, um dos parâmetros mais bem regulados do organismo (SESSLER, 1997; BLIGH, 2006), é o exemplo mais comumente observado.

Apesar das variações que ocorrem nas condições ambientais e na produção interna de calor, a temperatura interna na maioria dos mamíferos é mantida a um nível constante, entre 36°C – 39°C (LEHMUSKALLIO, 2001; BLIGH, 2006; MORRISON *et al.*, 2008). Essa manutenção rigorosa pode ser explicada pelo fato de que as funções enzimáticas ocorrem normalmente dentro de uma estreita faixa de temperatura e que as velocidades das reações químicas variam de acordo com as alterações da temperatura (INSLER; SESSLER; 2006). Deste modo, alterações patológicas irreversíveis podem ocorrer caso a temperatura central atinja valores superiores a 43°C ou inferiores a 24°C-25°C (LEHMUSKALLIO, 2001).

A manutenção da homeostase térmica, em diferentes condições ambientais, é altamente dependente do equilíbrio entre a perda e a produção de calor no organismo, e ocorre por meio da ativação adequada dos mecanismos efetores específicos da termorregulação (GRAHN; HELLER, 2004; AGGARWAL *et al.*, 2008; LIM *et al.*, 2008). Portanto, as respostas eferentes juntamente com a geração de calor metabólico resultarão no ganho ou na perda do calor e conseqüentemente em uma nova temperatura

corporal (HAVENITH, 2001). As principais causas do ganho e da perda do calor estão resumidas na TABELA 2.1.

TABELA 2.1 - Causas de ganho e perda de calor

Causas de ganho de calor	Causas de perda de calor
	Radiação para o ambiente
Metabolismo basal	Condução para objetos mais frios
Metabolismo da contração muscular	Condução para o ar, continuamente removida por convecção
Metabolismo de outros tecidos além dos basais, como a digestão	Evaporação de suor – vapor de água levado por convecção
Absorção da radiação do ambiente	Ar quente exalado – convecção forçada
Condução proveniente de objetos mais quentes	Excreção de urina, fezes e outros fluidos

FONTE - LOW; REED, 2001

2.1.1 Balanco entre o ganho e a perda de calor

O balanço de calor se refere à quantidade total de calor no interior de um corpo e precede a estabilização da temperatura (BUGGY; CROSSLEY, 2000; TIKUISIS, 2003). O principal ganho de calor deve-se ao metabolismo, que aumenta significativamente durante os exercícios vigorosos (LOW; REED, 2001).

A produção de calor interna nos mamíferos está obrigatoriamente vinculada à taxa metabólica basal e sua maior parte é gerada em repouso pelo cérebro, fígado, coração e durante o exercício físico, pelos músculos (BUGGY; CROSSLEY, 2000; BIAZZOTTO *et al.*, 2006). Esse calor é distribuído por meio da perfusão sanguínea para os tecidos e transportado para a superfície da pele onde é dissipado para o ambiente (FIALA *et al.*, 1999). Além da produção metabólica, o calor também pode ser adquirido por meio de fontes externas pela pele, como a radiação solar e objetos aquecidos (ARENS; ZHANG, 2006).

A superfície cutânea representa uma barreira entre o meio interno e o externo e grande parte do calor produzido é dissipada através dela (BIAZZOTTO *et al.*, 2006). As trocas de calor entre esses meios podem ocorrer pelos modos de condução, convecção, radiação e evaporação (ENGLISH *et al.*, 1990). Em um ambiente neutro os mecanismos condução, convecção e radiação contribuem para 75% das perdas de calor do organismo e a evaporação para 25%. Essa última ocorre principalmente pelo trato respiratório (ARENS; ZHANG, 2006).

Para preservar a temperatura corporal central praticamente constante é necessário que haja um equilíbrio entre a perda e o ganho de calor (LOW; REED, 2001). Nos mamíferos, a manutenção desse equilíbrio é realizada por meio de reações autonômicas comportamentais e fisiológicas, as quais constituem um mecanismo denominado termorregulação (SHITZER ; EBERHART, 1985).

2.2 Termorregulação normal

O organismo contém, literalmente, milhares de sistemas de controle fisiológico que ajudam a manter o meio interno em condições constantes (GUYTON, 1997). Todos os sistemas de controle possuem uma estrutura básica comum e neles o fator que está sendo controlado é denominado variável. A fim de controlar o valor de uma variável, todos os sistemas de controle são organizados em pelo menos três componentes: (1) um sensor - capaz de identificar ou perceber uma perturbação inicial – (2) um centro controlador – que armazena o valor de uma variável e o compara com o valor atual - (3) um efetor (atuador) – que altera o valor da variável determinado pelo centro de controle (BEZINGER, 1959; LENHARDT *et al.*, 1996; BRAZ, 2005; KURZ, 2008).

Os impulsos aferentes centrais e periféricos são ativados por células termicamente sensíveis, distribuídas tanto na superfície quanto no centro do corpo, denominadas receptores. As sensações térmicas são mediadas pelos receptores de frio e de calor, que são terminações nervosas livres com anatomia e fisiologia distintas (CABANAC, 1975; DÍAZ; BECKER, 2010).

Os receptores periféricos de frio estão localizados logo abaixo da epiderme e são cerca de 10 vezes mais presentes na pele do que os receptores de calor. Eles são

inervados pelas fibras mielinizadas do tipo A-delta e possuem descargas de impulsos a temperaturas entre de 25°-30°C. Já os receptores periféricos de calor se encontram mais profundamente na camada da derme, são inervados pelas fibras desmielinizadas do tipo C e apresentam descargas de impulsos a temperaturas entre 45°-50°C (PIERAU; WURSTER, 1981; GUYTON, 1997; ROMANOVSKY, 2006).

A informação dos receptores térmicos é integrada em diversos níveis no interior da medula espinhal e do cérebro, e conduzida ao hipotálamo. Esse último é centro controlador da termorregulação dominante nos mamíferos e desempenha um papel vital no controle da temperatura corporal por meio da integração das informações térmicas provenientes da superfície cutânea e dos tecidos profundos e da determinação das respostas eferentes (autonômicas e comportamentais) adequadas para a manutenção da homeostase térmica (SATINOFF, 1978; BRAZ, 2005; COOPER, 2002; ROMANOVSKY, 2006; DÍAZ; BECKER, 2010). Segundo Insler e Sessler (2006) as respostas autonômicas são cerca de 80% dependente da temperatura central e em grande parte reguladas pelo hipotálamo anterior. Em contraste, cerca de 50% das defesas comportamentais são determinadas pela temperatura da pele e em grande parte mediada pelo hipotálamo posterior.

Na região anterior do hipotálamo existem neurônios sensíveis e não sensíveis à temperatura, sendo que os primeiros podem ser classificados em neurônios sensíveis ao calor e neurônios sensíveis ao frio. Através da medição da temperatura no interior desta região, estes sensores térmicos podem sentir a temperatura corporal central (ARENS; ZHANG, 2006). Em termos de engenharia, a área pré-óptica anterior do hipotálamo pode ser considerada o termostato do corpo, sendo capaz de regular a temperatura corporal por meio da ativação de respostas autonômicas termorreguladoras (POZOS; DANZL, 2001; PASSLICK- DEETJEN; BEDENBENDER-STOLL, 2005).

As respostas termorreguladoras autonômicas podem ser divididas em rápidas e lentas (LEHMUSKALLIO, 2001). Considerando os objetivos dessa dissertação apenas as respostas autonômicas rápidas serão apresentadas.

As ações autonômicas rápidas geralmente se referem a quatro mecanismos: sudorese, tremor, vasodilatação e vasoconstrição. A sudorese aumenta a perda de calor corporal pela evaporação do suor. O tremor aumenta a produção de calor pela contração involuntária dos músculos. A vasodilatação e a vasoconstrição se referem às mudanças

no calibre do vaso sanguíneo que resultam no aumento ou na diminuição do fluxo sanguíneo (ARENS; ZHANG, 2006).

Desta forma, o fluxo sanguíneo não serve apenas para a função usual de fornecer nutrientes e oxigênio aos tecidos e órgãos corporais. Além disso, a circulação sanguínea confere o principal mecanismo de conservação da homeostase térmica, agindo como um sistema de transferência de calor (LOW; REED, 2001). O aumento e a diminuição do fluxo sanguíneo facilitam a perda ou o armazenamento do calor por meio do aumento ou diminuição da condutância abaixo da superfície da pele, respectivamente.

Depois de esgotada a capacidade vasomotora de manter homeostase térmica, as respostas autonômicas apropriadas de sudorese ou tremor são ativadas (BEZINGER, 1959; MEKJAVIC; EIKEN, 2006).

Diversas modalidades terapêuticas disponíveis na prática clínica da fisioterapia utilizam dos mecanismos vasomotores de regulação para promover o alívio da dor e/ou o reparo tecidual (O'NEAL, 2004).

2.3 Aquecimento e resfriamento terapêuticos

O calor em diversas formas tem sido explorado com finalidade terapêutica ao longo da história humana. Os Egípcios (~3000 a.C.) e os Hindus (~2000 a.C.) utilizavam a cauterização com o objetivo de destruir tumores e várias lesões benignas e para controlar a evolução das lesões superficiais. Hipócrates (460-357 a.C.) recomendava a cauterização com ferro em brasa para o tratamento de pequenos tumores e outras doenças (SHITZER; EBERHART, 1985).

O uso do frio com objetivos terapêuticos também tem suas raízes na antiguidade. As primeiras referências sobre a aplicação do gelo nos remetem aos gregos e romanos que utilizavam neve e gelo para tratar as mais variadas afecções. Hipócrates (460-357a.C.) recomendava a utilização do frio para tratar hemorragias, dor e o inchaço nas articulações. Em 1881, as compressas frias foram reconhecidas como auxiliares nas cirurgias (BISSELL, 1999; KNIGHT, 2000; CAMERON, 2008). Desde então, os agentes de calor e o frio têm se tornado bastante popular na reabilitação e em outras áreas da saúde e diversas pesquisas vêm sendo realizadas para guiar as suas aplicações e

esclarecer os seus efeitos (OOSTERVELD *et al.*, 1992, MERRICK *et al.*, 2003; HUBBARD; DENEGAR, 2004; ALLEN, 2006).

Atualmente os termos termoterapia ou terapia térmica designam todos os tratamentos terapêuticos baseados na transferência de energia térmica para dentro ou fora do corpo. Especificamente, a aplicação terapêutica de calor, por fornecer energia térmica aos tecidos, é denominada termoterapia por adição, enquanto, a aplicação de frio, definida como o emprego de qualquer substância que retire calor e diminua a temperatura tecidual com finalidades terapêuticas, é conhecida como termoterapia por subtração ou crioterapia (YENG *et al.*, 2001; NADLER *et al.*, 2004). Em contextos clínicos, o maior objetivo das terapias térmicas é promover condições de recuperação do tecido lesionado sem danos ao mesmo (HABASH *et al.*, 2006).

Diversos métodos têm sido utilizados pelos profissionais da saúde para promover o aquecimento e o resfriamento tecidual e alcançar os benefícios destas terapias. As modalidades de calor podem ser empregadas por condução (parafina, manta térmica, compressa quente), convecção (hidroterapia e fluido terapia) ou por conversão (ondas curtas, micro-ondas e ultrassom) (YENG *et al.*, 2001; ALLEN, 2006; ANDREWS *et al.*, 2010).

Os métodos de resfriamento podem ser aplicados à superfície corporal por condução (gelo moído, compressas geladas, bolsas de gel frio, pacotes de ervilha), convecção (banhos de contraste, hidromassagem com água gelada) ou evaporação (sprays refrigerantes) (AIRAKSINEN *et al.*, 2003, MERRICK *et al.*, 2003, ALLEN, 2006). Uma vez que as propriedades termodinâmicas dos vários métodos disponíveis são diferentes, é importante ressaltar que eles podem, entretanto, oferecer diferentes padrões de aquecimento e resfriamento tecidual (MERRICK *et al.*, 2003).

Na fisioterapia as modalidades de frio e de calor são amplamente utilizadas no tratamento de lesões músculoesqueléticas (LIN, 2003). Atualmente, a crioterapia tem sido uma das modalidades terapêuticas mais utilizadas no manejo imediato de traumas que envolvem o sistema músculo-esquelético (BLEAKLEY *et al.*, 2004; HUBBARD; DENEGAR, 2004; NADLER *et al.*, 2004) e nos protocolos de reabilitação pós-cirúrgicos (MARTIN *et al.*, 2001; WARREN *et al.*, 2004; GREENSTEIN, 2007) com o objetivo de amenizar as sequelas decorrentes do processo de lesão pela diminuição da resposta inflamatória (KNIGHT, 1995; NADLER *et al.*, 2004; JARVINEN *et al.*, 2005).

Apesar da lesão primária não poder ser influenciada terapeuticamente, a crioterapia pode minimizar o crescimento secundário da lesão por hipóxia (COHN *et al.*, 1989). Segundo a literatura, a lesão secundária ou adicional é a destruição tecidual periférica, conseqüente à lesão primária, que ocorre em função de mecanismos enzimáticos e circulatórios que privam os tecidos adjacentes à lesão inicial do aporte de nutrientes e oxigênio (STARKEY, 2001). Nesse sentido, a crioterapia atua na redução do consumo de oxigênio das células lesionadas e na diminuição do metabolismo celular local. Tal fato equilibra a procura e a oferta de oxigênio limitando, portanto, a lesão tecidual adicional (KNIGHT, 1995; KNIGHT *et al.*, 2000; LANE; LATHAM, 2009).

Além disso, estudos relatam que o uso precoce do gelo está associado com mínima inflamação, alívio da dor, hematomas e edemas significativamente menores, e, portanto, com uma recuperação acelerada (KNIGHT, 2000; DEAL *et al.*, 2002; JARVINEN, 2005). Outros efeitos, tais como a diminuição do espasmo e da espasticidade também tem sido citados como benefícios decorrentes da crioterapia (ALLEN, 2006; FELICE; SANTANA, 2009).

A termoterapia por adição, por possuir efeitos fisiológicos que acentuam o processo inflamatório, tem sido recomendada em lesões de longo prazo, preferencialmente, 72 horas após o trauma (McLEAN, 1989; KANEPS, 2000; FRENCH *et al.*, 2006). Tal fato se deve, principalmente, ao efeito de elevação do fluxo sanguíneo ocasionado por essa terapia. Segundo a literatura, o aumento do aporte sanguíneo facilita o reparo tecidual pelo fornecimento de proteínas, nutrientes e oxigênio (KANEPS, 2000; NADLER *et al.*, 2004). De acordo com Cameron (2008), um aumento de 1°C na temperatura do tecido está associado com uma elevação de 10 a 15% do metabolismo celular local. Essa elevação do metabolismo auxilia no processo de reparo pelo aumento das reações catabólicas e anabólicas, necessárias para degradar e remover os subprodutos metabólicos gerados pelo dano tecidual e proporcionar um meio adequado para que a cicatrização ocorra (PRENTICE, 2002; NADLER *et al.*, 2004). Efeitos terapêuticos como relaxamento muscular, analgesia, redução da rigidez articular, aumento da extensibilidade do tecido colágeno e alívio do espasmo muscular (ANDREWS *et al.*, 2010) também podem ser observados com a elevação da temperatura.

A intensidade dos efeitos terapêuticos do frio e do calor está diretamente relacionada à diminuição e ao aumento da temperatura tecidual, respectivamente

(ARAÚJO, 2009). Desta forma, para que esses efeitos possam ser maximizados é necessário que os tecidos alvos atinjam uma determinada faixa de temperatura (DRAPER *et al.*, 1999; KITCHEN, 2003; ROBERTSON *et al.*, 2005). Andrews *et al.* (2010) citam que temperaturas fora da faixa recomendada podem gerar tratamentos insuficientes, sem a obtenção dos resultados desejados, e até mesmo dano tecidual.

Estudos preconizam que, para que os efeitos terapêuticos decorrentes da diminuição da temperatura ocorram, é necessário que os tecidos atinjam a faixa de 13°C a 18,3°C (LOW; REED, 2001). Entretanto, alguns trabalhos sugerem que para assegurar a integridade dos tecidos profundos, é interessante que temperatura da pele seja adotada como referência. Desta forma, recomenda-se que a temperatura da pele diminua para aproximadamente 10 a 15° C para que haja redução do metabolismo, para menos de 13,6°C para que ocorra analgesia local e para 12,8°C para que ocorra controle do edema (MACAULEY, 2001; DEAL *et al.*, 2002; BLEAKEY, 2004; GREENSTEIN, 2007; KENNET *et al.*, 2007).

Temperaturas inferiores às recomendadas pode reduzir a eficiência das proteínas das membranas e a sua habilidade em controlar o líquido intracelular. Assim, durante o resfriamento excessivo, a composição intracelular, em particular, o conteúdo intracelular iônico iniciam mudanças indesejáveis e entram na célula por difusão, de onde não podem ser removidos. Além disso, a diminuição demasiada da temperatura enfraquece as ligações químicas que envolvem a estrutura do citoesqueleto, tornando-a susceptível a danos mecânicos (CASTRO *et al.*, 2003). De acordo com Kitchen (2003) e Cameron (2008), a exposição excessiva ao frio também pode acarretar em queimaduras, lesões nervosas temporárias ou permanentes e nos casos mais graves em ulcerações (*frostbite*) e necrose tecidual. Os danos celulares são cumulativos, em função do tempo e só podem ser avaliados quando os tecidos retornam as condições normais de temperatura (CASTRO *et al.*, 2003).

Para a termoterapia por adição, é recomendado que por pelo menos 5 minutos o tecido alvo mantenha a temperatura entre 40°C a 45°C (DRAPER *et al.*, 1999; KITCHEN, 2003; ROBERTSON *et al.*, 2005). Em temperaturas superiores a 45°C muitas proteínas são danificadas e ocorre conseqüentemente destruição do citoesqueleto, da membrana celular e da microvasculatura regional. Tais lesões podem causar interrupção do ciclo reprodutivo celular e do fluxo sanguíneo no local, o que predispõe à necrose tecidual (KNIGHT *et al.*, 2001).

Entretanto, tanto para o aquecimento, quanto para o resfriamento a literatura relata que as alterações locais de temperatura nos tecidos profundos devem ser limitadas a cerca de 5 ou 6°C acima ou abaixo da temperatura do tecido (LOW; REED, 2001).

Portanto, é possível perceber que o sucesso das terapias localizadas de frio e de calor depende fortemente da compreensão do comportamento da temperatura e do processo térmico que ocorre no interior dos tecidos alvo e adjacente (KARAA *et al.*, 2005). Diante disso, determinações da temperatura tecidual *in vivo* têm sido propostas com a intenção de planejar e aperfeiçoar a utilização desses recursos (SHRIVASTAVA; VAUGHAN; 2009).

Chesterton *et al.* (2002) compararam os efeitos da aplicação local de duas modalidades de crioterapia na superfície cutânea, uma bolsa de gel congelada e um pacote de ervilhas também congelado. As medidas da temperatura foram efetuadas antes da aplicação e aos 10 e 20 minutos de resfriamento. Os resultados mostraram que o pacote de ervilhas congelado produziu um resfriamento maior da pele (10,8°C) em comparação com a bolsa de gel (14,4°C). Desta forma, os autores concluíram que o pacote de ervilhas produziu uma queda de temperatura adequada para obtenção dos efeitos terapêuticos do frio.

Warren *et al.* (2004) investigaram a mudança da temperatura no interior da articulação do joelho de 12 indivíduos após uma hora de aplicação de dois métodos distintos de resfriamento, bolsa de gelo moído e compressas geladas. As medidas foram feitas por meio de dois termopares, sendo um posicionado dentro da cavidade intra-articular e o outro na pele. Os resultados demonstraram que ambas as modalidades foram capazes de diminuir a temperatura intra-articular. Entretanto, a bolsa de gelo moído promoveu uma maior queda na temperatura articular em comparação com as compressas geladas.

Araújo (2006) avaliou os efeitos do aquecimento e do resfriamento sobre as camadas superficiais e profundas da articulação do joelho de um cão. As temperaturas da pele, região subcutânea, pericapsular e do meio intra-articular foram medidas por meio de termopares do tipo k. Duas bolsas térmicas e duas compressas de gelo foram utilizadas como fontes de aquecimento e de resfriamento, respectivamente. Os recursos de aquecimento [bolsa térmica de gel (T = 76,7°C)] e de resfriamento [compressas de gelo (temperatura não fornecida)] foram aplicados por um período de 30 minutos. Os

resultados demonstraram que durante o aquecimento a temperatura nas camadas avaliadas ficou aquém dos limites inferiores da faixa terapêutica recomendada (40°C a 45°C). No resfriamento, a faixa terapêutica de 13°C a 18,3°C também não foi atingida. Entretanto, os tecidos profundos (região pericapsular e cavidade intra-articular) tiveram uma diminuição de temperatura na faixa de 5°C a 6°C, conforme recomendado por alguns autores (LOW; REED, 2001).

Araújo (2009) investigou a mudança de temperatura na articulação do joelho de dez cães durante a aplicação de recursos de aquecimento e resfriamento. A temperatura foi avaliada por meio de termopares tipo k em regiões superficiais (superfície cutânea, subcutâneo, tecido adiposo) e profundas (músculo, pericapsular, femorotibial e ligamentos cruzados). Para aquecimento e resfriamento da articulação foram utilizadas uma manta térmica ($T = 57,6^{\circ}\text{C}$) e duas compressas de gelo ($T = 4,5^{\circ}\text{C}$), respectivamente. Os resultados demonstraram que dos tecidos superficiais, apenas a superfície cutânea ($T = 40,5^{\circ}\text{C}$) atingiu a faixa recomendada para o aquecimento. Entretanto, os tecidos profundos atingiram a elevação de 5°C a 6°C, sugerida para eles (LOW; REED, 2001). No resfriamento, a faixa de 13°C a 18,3°C também não foi atingida por nenhum tecido. Entretanto, elevações superiores a 6°C foram observadas nos tecidos profundo.

Segundo Trobec *et al.* (2008), muitas são as dificuldades para a realização de experimentos na área da saúde devido ao caráter invasivo dos procedimentos, a imprecisão de alguns parâmetros pela complexidade do controle e enorme consumo de tempo. Além disso, esses procedimentos se limitam a avaliar a temperatura em um único ponto do tecido, o que pode restringir ainda mais os resultados. Por esse motivo, estimativa não invasiva da temperatura como um meio de acompanhamento e orientação das práticas térmicas tem atraído muitas atenções (AMINI *et al.*, 2005).

2.4 Modelos de biotransferência de calor e simulação numérica

A primeira relação quantitativa que descreveu o transporte de energia em tecidos vivos e incluiu os efeitos do fluxo sanguíneo na temperatura tecidual em uma base contínua, foi apresentada por Harry H. Pennes em 1948. A equação derivada deste estudo, originalmente concebida para prever os campos de temperatura no antebraço

humano, é a representação mais comum da distribuição espacial e temporal da temperatura nos sistemas biológicos e é denominada equação de biotransferência de calor “tradicional” ou “clássica” ou de “Pennes” (PENNES, 1948; SHITZER; EBERHART, 1985).

O modelo proposto por Pennes (1948) representa o balanço de energia no interior dos tecidos biológicos através da descrição dos efeitos do metabolismo e da perfusão sanguínea. Estes dois efeitos foram incorporados à equação clássica da difusão do calor que pode ser descrita de acordo com a EQ. (2.1):

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k\nabla T) + (\rho\omega)_s c_{ps} (T_a - T) + \dot{q}_{met} \quad (2.1)$$

em que: k , ρ e c_p representam a condutividade térmica [$\text{Wm}^{-1}\text{°C}^{-1}$], a massa específica [kgm^{-3}] e o calor específico do tecido [$\text{Jkg}^{-1}\text{°C}^{-1}$], respectivamente. c_{ps} é o calor específico do sangue [$\text{Jkg}^{-1}\text{°C}^{-1}$]; ρ_s corresponde a massa específica do sangue [kgm^{-3}]; w_s é a perfusão sanguínea [$\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{m}^{-3}$]; q_{met} é a geração de calor metabólico [Wm^{-3}], T é a temperatura do tecido [°C] e T_a é a temperatura arterial [°C], considerada como 37°C .

Em seu estudo, Pennes (1948) propôs que nos tecidos vivos a transferência de calor pode ocorrer por condução ($k\nabla^2 T$) entre as camadas teciduais e por convecção [$(\rho c_p)_b w_b (T_a - T)$] entre fluxo sanguíneo e os tecidos circundantes, através do leito capilar. Para isso, o efeito da perfusão sanguínea foi assumido como homogêneo e isotrópico. Neste cenário, o sangue entra no leito capilar na temperatura dos grandes vasos, T_a , e imediatamente alcança o equilíbrio térmico com os tecidos adjacentes, entrando na circulação venosa à temperatura do tecido, T . A troca de energia total pelo sangue foi modelada como uma fonte de calor não direcional, cuja magnitude é proporcional à taxa de perfusão sanguínea e a diferença de temperatura entre o tecido local e o sangue arterial (BRINCK; WERNER, 1992; VALVANO, 2010).

Desde a sua publicação, devido a grande simplicidade, a equação de biotransferência de calor de Pennes tem sido amplamente empregada para a análise de uma gama de fenômenos de transferência de calor em tecidos vivos. Zhu e Diao (2000) utilizaram a equação de Pennes para simular a distribuição da temperatura no estado estacionário, dentro do cérebro, durante hipotermia leve em indivíduos com lesão

cerebral. Os resultados demonstraram que a média volumétrica da temperatura do tecido cerebral foi inferior à temperatura do sangue arterial fornecido ao tecido, sendo de 1,7°C para os adultos e de 4,3°C para as crianças. A fim de monitorar a média volumétrica da temperatura do cérebro, a melhor localização dos sensores de temperatura abaixo do tecido cerebral também foi determinada. Deng e Liu (2002) realizaram um estudo analítico, por meio da equação de biotransferência de calor de Pennes, para avaliar o efeito da perfusão sanguínea sobre a temperatura do tecido. No estudo de González (2007) a equação de Pennes foi solucionada para um modelo simplificado de um seio feminino e um tumor. Esse foi realizado com o intuito de quantificar o tamanho mínimo de um tumor ou a sua maior profundidade detectável por imagens de infra-vermelho.

Apesar da equação de biotransferência de calor desenvolvida por Pennes ser considerada clássica, à medida que essa foi sendo avaliada para aplicação em sistemas biológicos específicos, pode-se observar que muitas das pressuposições fundamentais consideradas não eram válidas. As principais limitações desse modelo decorrem de uma análise equivocada do processo de transmissão de calor e sua localização anatômica (VALVANO, 2010). Portanto, para superar essas deficiências, diversas modificações e novos modelos têm sido propostos, com base nesta equação, por alguns pesquisadores (CHENHUA; RUIXIAN, 2005).

Mitchell e Myers (1968) foram um dos primeiros a investigar os efeitos da troca de calor contracorrente que ocorre entre uma artéria e veia adjacente. O modelo agrupou equações que descrevem a troca de calor entre os vasos e entre esses e o tecido circundante e demonstrou que a troca de calor contracorrente reduz a perda de calor da extremidade para a vizinhança. Entretanto, o mecanismo de condução de calor que ocorre entre as camadas teciduais não foi incluído neste estudo. Além disso, a hipótese de uma taxa de fluxo sanguíneo constante restringiu a aplicabilidade do modelo para os principais vasos fornecedores e coletores (ARKIN *et al.*, 1994; NAKAYAMA; KUWAHARA, 2008).

Posteriormente, baseado na hipótese de Mitchell e Myers (1968), Keller e Seiler (1971) estabeleceram um modelo de equação de biotransferência de calor. Além de considerar a troca de calor contracorrente, estes autores acrescentaram também uma equação de conservação de energia para o tecido circundante. Para isso, foi utilizado um modelo de transferência de calor unidimensional, em estado estacionário, através região do tecido subcutâneo. As soluções obtidas por estes autores assumem que o sangue

arterial entra na região periférica a uma temperatura central isotérmica e que o sangue venoso está em completo equilíbrio com o tecido na camada cutânea.

Outra contribuição fundamental para o esclarecimento dos mecanismos de transferência de calor em tecidos vivos foi dada por Chen e Holmes, em 1980. Eles avaliaram o comprimento de equilíbrio térmico dos vasos individuais (l_e) que foi definido como o comprimento no qual a diferença de temperatura entre o sangue e o tecido é reduzida para $1/e$, com relação ao valor inicial (ARKIN *et al.*, 1994). Este trabalho demonstrou que toda a troca de calor entre o sangue arterial e o tecido ocorria ao longo da rede circulatória, depois que o fluxo sanguíneo atravessava as artérias terminais e antes de atingir o nível das arteríolas. Desta forma, os autores concluíram que não existe transferência de calor significativa entre os tecidos e os capilares sanguíneos (CHO, 1992). Após a análise dos comprimentos de equilíbrio térmico, o modelo biotransferência de calor de Chen e Holmes (1980) foi proposto com base em uma anatomia vascular mais realista, na qual os grandes vasos foram tratados separadamente e os pequenos vasos, devido ao grande número, foram considerados como parte de um meio contínuo que incluía também o tecido (ARKIN *et al.*, 1994). O modelo é dado pela EQ. (2.2):

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k \nabla T) + \rho_s w_s C_s (T_s - T) - \rho_s w_s \bar{u} (T_s - T) + \nabla(k_p \nabla T) + Q \quad (2.2)$$

Neste modelo, o mecanismo de transferência de calor entre o sangue e o tecido foi examinado detalhadamente e separado em três termos. O primeiro termo de perfusão sanguínea $[\rho_s w_s C_s (T_s - T)]$ representa o equilíbrio da temperatura do sangue com a temperatura do tecido. O segundo termo $[\rho_s w_s \bar{u} (T_s - T)]$ diz respeito a transferência de calor que ocorre por convecção através do fluxo sanguíneo de encontro com o gradiente de temperatura do tecido. O terceiro reflete a contribuição térmica devido às pequenas flutuações de temperaturas que ocorrem próximo ao equilíbrio do sangue com o tecido circundante (ARKIN *et al.*, 1994; VALVANO, 2010).

A equação desenvolvida por Chen e Holmes pode ser um dos modelos de transferência de calor que melhor incorpora o efeito da perfusão sanguínea

(CHENHUA; RUIXIAN, 2005). Entretanto, esse modelo não considera os efeitos da troca de calor contracorrente e a necessidade de conhecimento da geometria vascular local é um grande obstáculo para a sua aplicação.

Em 1984, baseado em observações anatômicas dos tecidos periféricos e em medições de alta resolução espacial, Weinbaum *et al.* (1984) concluíram que a contribuição local do sangue para a troca de calor nos tecidos está associada principalmente com um mecanismo de troca de calor contracorrente incompleto entre o par artéria-veia e não com a troca de calor ao nível capilar. Com isso, os autores sugeriram um sistema de três equações acopladas:

$$(\rho c)_s \pi r_b^2 \bar{V} \frac{dT_a}{ds} = -q_a \quad (2.3)$$

$$(\rho c)_s \pi r_b^2 \bar{V} \frac{dT_V}{ds} = -q_V \quad (2.4)$$

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla k \nabla T + n g (\rho c)_s \cdot (T_a - T_V) - n \pi r_b^2 (\rho c)_s \bar{V} \cdot \frac{d(T_a - T_s)}{ds} + q_{met} \quad (2.5)$$

A EQUAÇÃO (2.3) e a EQ. (2. 4) descrevem a transferência de calor das artérias e veias termicamente significativas, respectivamente. A EQUAÇÃO (2.5) diz respeito ao tecido que circunda o par artéria-veia. Nessa equação, os dois termos do meio ao lado direito refletem a troca de energia dos capilares efluentes (semelhante ao termo de perfusão do modelo de Pennes) e a transferência de calor entre o tecido e o par artéria-veia, respectivamente (VALVANO, 2010).

Posteriormente a publicação deste modelo, diversas críticas foram feitas devido a sua grande complexidade e a dificuldade de aplicação. Por esse motivo, os autores simplificaram o modelo composto por três equações para uma equação única [EQ. (2.6)], que independe de qualquer temperatura do sangue (VALVANO, 2010). Eles utilizaram à hipótese que as pequenas artérias e veias estão localizadas em paralelo e a direção do fluxo é contracorrente, o que resulta em um contrabalanceamento dos efeitos de aquecimento e resfriamento. Este tipo de vascularização tecidual torna

insignificante o termo isotrópico de perfusão sanguínea empregado na equação de biotransferência de calor de Pennes e faz com que o tecido se comporte como um meio de transferência de calor anisotrópico. Conseqüentemente, Weinbaum e Jiji modificaram o termo de condutividade utilizado no modelo de Pennes para uma condutividade efetiva (k_{eff}) que está relacionado de forma quadrática a taxa de perfusão sanguínea, a qual é afetada pela dimensão e direção dos vasos. Além disso, os autores também demonstraram que a perfusão sanguínea isotrópica entre os vasos contracorrente pode influenciar a transferência de calor nas regiões em que esses vasos possuem diâmetro inferior a $70\mu\text{m}$ (WEINBAUM; JIJI, 1985; KHALED; VAFAI, 2003).

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left(k_{eff} \frac{\partial T}{\partial x} \right) + q_{met} \quad (2.6)$$

Como se pode observar, houve várias tentativas de melhorar a equação clássica de biotransferência de calor no tratamento microscópico de capilares. No entanto, apesar de todos os modelos propostos fornecerem um enorme grau de rigor na análise, a alta complexidade e a reduzida generalidade dificultou amplamente a implementação dessas melhorias. Conseqüentemente, após mais de sessenta anos de sua publicação, a equação de biotransferência de calor de Pennes continua sendo a mais utilizada para descrever a transferência de calor e a distribuição da temperatura nos sistemas biológicos.

Atualmente diversas são as técnicas de análise numérica utilizadas para resolver a equação de biotransferência de calor com objetivo de prever o comportamento da temperatura diante dos processos térmicos como os métodos de elemento de contorno, elementos finitos, diferenças finitas, dentre outros (CUI; BARBANEL, 1990; DENG; LIU, 2002).

Devido à facilidade de implementação, a capacidade de tratar de problemas com geometrias complexas e ao grande campo de aplicação, o método de elementos finitos tem sido amplamente difundido nos dias de hoje (BERGHEAU; FORTUNIER, 2008).

O método de elementos finitos discretiza o problema em um número finito de elementos utilizando de elementos triangulares ou tetraédricos no caso de problemas bidimensionais e tridimensionais, respectivamente. Neste, a equação diferencial parcial que governa, sujeita a condições de contorno específicas, é transformada na forma integral, que é resolvida para produzir uma solução aproximada da distribuição da temperatura (KLEIN *et al.*, 1995).

As simulações numéricas para a solução da equação de Pennes e suas adaptações têm sido utilizadas na análise de uma gama de fenômenos de transferência de calor. Ng e Chua (2002) simularam a progressão do dano tecidual, durante e após uma queimadura, nas camadas superficiais da pele (epiderme, derme e gordura subcutânea). As simulações foram efetuadas unidimensionalmente e bidimensionalmente e foram baseadas nas técnicas de diferenças finitas e elementos finitos, respectivamente. Os resultados das simulações unidimensionais e bidimensionais foram analisados e comparados. De acordo com os autores um desvio pequeno pode ser visto entre essas duas simulações, concluindo-se que os resultados encontrados com a simulação bidimensional são consistentes com os da simulação unidimensional.

Elwassif *et al.* (2006) investigaram a mudança de temperatura resultante de protocolos clínicos de estimulação profunda do cérebro utilizando método de elementos finitos. Um modelo de biotransferência de calor, que adaptou um termo de fonte de calor (representativo do calor Joule gerado durante estimulação elétrica) à equação de Pennes, foi desenvolvido utilizando o FEMLAB 3.2. O aumento da temperatura induzido pela estimulação profunda do cérebro foi avaliado em função de diferentes formas de aplicação do estímulo. Os resultados demonstraram que os protocolos clínicos de estimulação profunda do cérebro podem induzir a um aumento significativo da temperatura nos tecidos adjacentes ao cérebro. Além disso, os autores concluíram que a magnitude do pico dessas mudanças e a distribuição espacial da temperatura dependem de uma combinação entre a forma de onda estimulada, as propriedades físicas dos eletrodos e as propriedades dos tecidos.

González (2007) solucionou a equação de biotransferência de calor para um modelo simplificado de um tumor presente no seio feminino. As simulações foram realizadas com intuito de conhecer a sensibilidade que um sistema de imagem de infravermelho necessita para a detecção de um tumor de mama, localizado a certa

profundidade e com certo tamanho. Para isso, através do modelo térmico um estudo paramétrico foi realizado variando o tamanho e a profundidade dos tumores de mama. As simulações foram realizadas com base na técnica de elementos finitos e foram adequadas em determinar o tamanho (3 cm) e a localização (superior a 7 cm) necessária para que o tumor possa ser detectado pelo sistema de imagem infravermelho.

Huang e Chen (2010) utilizaram o método de elementos finitos para modelar e simular o processo dinâmico de uma sonda do termômetro denominado “Dual-heat-flux” na medição da temperatura corporal profunda. Esse estudo teve como objetivo validar os princípios fundamentais do método de “Dual-heat-flux” e adquirir uma descrição quantitativa detalhada do perfil térmico de uma sonda de “fluxo de calor duplo”. As simulações foram realizadas de duas formas: 1 - negligenciando a perfusão sanguínea; 2- considerando a perfusão sanguínea na camada de tecido subcutâneo avaliada. Os resultados demonstraram que a estimativa da temperatura corporal profunda depende fortemente da temperatura ambiente e da taxa de perfusão sanguínea.

Kai *et al.* (2005) simularam numericamente os campos de temperatura em seções transversais e longitudinais da língua de suínos. As simulações foram realizadas com base no método de elementos finitos. Os resultados demonstraram que devido à vascularização específica da língua, os gradientes de temperatura variam, sendo maior em comprimento do que em profundidade.

Cvetkovic *et al.* (2007) simulou bidimensionalmente, por meio da técnica de elementos finitos, a distribuição de temperatura no olho humano em regime permanente. O estudo foi realizado para determinar os efeitos de diferentes valores de condutividade térmica da lente sobre a distribuição da temperatura no interior do olho e também os efeitos devido às mudanças na temperatura ambiente e no sangue. Os resultados demonstraram que o maior gradiente de temperatura entre as regiões anterior e posterior do olho ocorreu com a lente de menor condutividade térmica. A temperatura ambiente teve um efeito significativo sobre a temperatura da região anterior do olho, mas não afetou a temperatura da região retinal (posterior). Outra conclusão retirada pelos autores foi que a temperatura do sangue tem um importante papel, funcionando como sorvedouro ou sumidouro de calor em diferentes situações.

Lima *et al.* (2006) simulou numericamente a irradiação com laser em um tumor de duodeno. A equação de biotransferência de calor descreveu o processo de

transferência de calor avaliado. A análise da temperatura foi realizada por meio do método de volumes finitos desenvolvido para solucionar problemas bidimensionais. Zhang *et al.* (2003) realizaram simulações numérica transientes do campo de temperatura para explorar a relação entre o tamanho e forma da necrose de aquecimento com a dose de exposição determinada pela intensidade do ultrassom e o tempo de exposição. Os autores utilizaram a técnica de diferenças finitas para a solução da equação de biotransferência de calor.

Entretanto, existem poucos estudos na literatura que simulam o comportamento da temperatura nos diferentes tecidos durante a aplicação dos recursos termoterapêuticos (MAGGI *et al.*, 2008; TROBEC *et al.*, 2008; ARAÚJO, 2009). Desses, apenas dois estudos avaliam o comportamento da temperatura nas estruturas que integram à articulação (TROBEC *et al.*, 2008; ARAÚJO, 2009).

Trobec *et al.* (2008) avaliou o resfriamento tóxico da articulação do joelho, durante 2 horas. Para isso duas simulações distintas foram realizadas: 1 – com um líquido a uma temperatura constante (*crio-cuff*) e 2 – com bolsas térmicas congeladas. Um modelo computacional 3-D da articulação do joelho, com uma resolução espacial de 1 mm, foi obtido por meio de cortes transversais. Para o processo de simulação numérica foi selecionado o método de diferenças finitas. A transferência de calor foi modelada por uma equação diferencial parcial de segunda ordem. Os resultados da simulação demonstraram que os tecidos próximos à superfície resfriaram mais do que os tecidos centrais da articulação. Os resultados desse estudo apresentaram boa concordância com dados experimentais. Entretanto, diferentemente do presente trabalho, a comparação com os dados experimentais foi realizada em apenas dois pontos (na região do subcutâneo e na região intra-articular). Esse fato limita a compreensão do comportamento da temperatura nos demais tecidos envolvidos na terapia.

Maggi *et al.* (2008) simulou a variação da temperatura nos tecidos ao longo do tempo sob aplicação de ultra-som terapêutico. A avaliação da mudança de temperatura foi avaliada em quatro camadas teciduais: pele, gordura, músculo e osso. Para isso um *software* didático foi implementado com base na equação biotérmica. Foram efetuadas quatro simulações considerando diferentes fatores que poderiam influenciar o processo de aquecimento tecidual. A primeira consistiu na avaliação da influência da variação da densidade do osso no aquecimento dos tecidos. A segunda e a terceira avaliaram a influência da espessura do músculo e do tecido adiposo sobre o

processo de aquecimento, respectivamente. A quarta simulação analisou a influência da frequência do ultra-som no aquecimento tecidual. Os resultados da primeira simulação demonstraram grande influência da densidade do osso sobre a temperatura final do tecido, obtendo valores limites de temperatura de 43,25°C quando a densidade do osso foi menor e de 40,63°C quando a densidade foi maior. A segunda simulação demonstrou que houve uma diminuição de $\pm 1,68^\circ\text{C}$ na temperatura do osso quando a espessura do músculo maior. Os resultados da terceira simulação mostraram uma redução de leve a moderada da temperatura do osso e do músculo, quando a espessura do tecido adiposo foi aumentada. A quarta simulação revelou que o aquecimento superficial fornecido pela frequência de 3MHZ na pele foi muito maior em comparação com a frequência de 1MHZ que atinge tecidos mais profundos. O modelo utilizado foi capaz de simular a distribuição da temperatura em tecidos vivos. Entretanto, o modelo matemático implementado considera apenas as perdas de calor por condução, ignorando a transferência de calor por convecção devido à perfusão sanguínea. Segundo Cui e Barbanel (1990) e Cui e Barbanel (1991), a perfusão sanguínea influencia fortemente o comportamento da temperatura nos tecidos. Desta forma, a ausência desse parâmetro pode superestimar as temperaturas finais encontradas com as simulações efetuadas.

Araújo (2009) formulou um modelo matemático com analogia ao sistema elétrico que foi utilizado para simular as respostas térmicas do joelho durante o aquecimento e o resfriamento da pele. Três simulações com o modelo foram realizadas: 1- modelo completo, composto pelos sistemas passivo (perfusão sanguínea e metabolismo) e ativo (incorpora o sistema passivo e as ações vasomotoras como mecanismo de controle da temperatura); 2- modelo passivo, composto somente pelo sistema passivo e 3- modelo “morto”, sem a presença dos componentes fisiológicos (metabolismo e perfusão sanguínea). As simulações foram realizadas utilizando o SIMULINK. Nesse estudo, os modelos “morto”, passivo, completo apresentaram um erro médio de 35,9%, 1,64% e 1,23%, respectivamente. Entretanto, diferente do presente estudo, as simulações do estudo de Araújo foram realizadas apenas na direção radial. Além disso, a análise do comportamento da temperatura com essas simulações se limita a um único ponto no tecido.

Como pode ser observado, são raros na literatura os trabalhos que avaliam de forma não invasiva o comportamento da temperatura durante a aplicação dos recursos termoterápicos.

Uma vez que os tratamentos térmicos são altamente dependentes da precisão e do controle da quantidade de energia fornecida ou retirada, compreender as respostas térmicas dos tecidos é fundamental para o sucesso dessas terapias.

3 MATERIAL E MÉTODO

3.1 Descrição do modelo matemático

A equação de biotransferência de calor de Pennes (1948) com o termo de perfusão sanguínea foi adotada para a determinação da distribuição da temperatura dos tecidos que compõem a articulação do joelho canino durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. Esta equação pode ser descrita como:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k\nabla T) + (\rho\omega)_s c_{ps}(T_a - T) + q_{met} \quad (3.1)$$

em que: k , ρ e c_p representam a condutividade térmica [$\text{Wm}^{-1}\text{°C}^{-1}$], a massa específica [kgm^{-3}] e o calor específico do tecido [$\text{Jkg}^{-1}\text{°C}^{-1}$], respectivamente. c_{ps} é o calor específico do sangue [$\text{Jkg}^{-1}\text{°C}^{-1}$]; ρ_s corresponde a massa específica do sangue [kgm^{-3}]; w_s é a perfusão sanguínea [$\text{m}^3 \text{s}^{-1} \text{m}^{-3}$]; q_{met} é a geração de calor metabólico [Wm^{-3}], T é a temperatura do tecido [°C] e T_a é a temperatura arterial [°C], considerada como 37°C .

A EQUAÇÃO (3.1) foi sujeita as condições de contorno de temperatura média (aquecimento e resfriamento) e fluxo de calor médio (aquecimento) provenientes das fontes térmicas externas (manta térmica e compressa de gelo).

3.2 Verificação do *software* FEHT

A verificação do *software* foi baseada em um problema unidimensional de biotransferência de calor, com solução analítica possível, envolvendo somente a camada de tecido muscular. Esse tecido foi escolhido devido à sua alta perfusão sanguínea em relação as demais estruturas e tecidos articulares. Segundo Cui e Barbanel (1990), a perfusão sanguínea é um dos principais parâmetros que influenciam o comportamento da temperatura dos tecidos biológicos.

Dois situações distintas foram consideradas: aquecimento, em que a temperatura na face externa do músculo maior do que a temperatura na face interna, e resfriamento, em que a temperatura na face externa do músculo menor do que a temperatura na face interna. O cálculo analítico e a simulação numérica foram executados para essas duas condições e os perfis de temperatura no interior da camada muscular, obtido por essas duas técnicas, foram comparados. A diferença percentual média entre os resultados analíticos e de simulação foi calculada para se obter uma avaliação quantitativa do processo de verificação [EQ. (3.2)]. Uma diferença percentual média menor ou igual a 5% foi considerada como aceitável para confirmar a adequabilidade do *software* em solucionar problemas unidimensionais de biotranferência de calor.

$$Média \left| (simul_{(x_0; x_1; \dots; x_x)} - sol\ anal_{(x_0; x_1; \dots; x_x)}) / sol\ anal_{(x_0; x_1; \dots; x_x)} \right| * 100 \quad (3.2)$$

em que: simul = resultado da simulação;

Sol anal = solução analítica;

x_1 = temperatura em $x = 0$ m;

x_x = temperatura em $x = 0,03$ m.

3.2.1 Definição do problema físico

O problema foi definido como unidimensional, em regime permanente, em coordenadas cartesianas e a temperatura interna do tecido muscular foi determinada como 37°C. Na TABELA 3.1 estão representadas as propriedades físicas, termofísicas e fisiológicas da camada muscular, utilizadas para os cálculos analíticos e para as simulações do problema. O metabolismo q_{met} (Wm^{-3}), a perfusão sanguínea w (s^{-1}), a temperatura arterial T_a (°C), a condutividade térmica k ($Wm^{-1}K^{-1}$) e as propriedades do sangue [C_p ($J\ kg^{-1}\ K^{-1}$) e ρ (kgm^{-3})] foram considerados constantes.

TABELA 3.1 - Propriedades físicas, termofísicas e fisiológicas do sangue e da camada muscular.

Camadas	Espessura (m)	K (Wm ⁻¹ K ⁻¹)	C _p (Jkg ⁻¹ K ⁻¹)	ρ (kgm ⁻³)	w (s ⁻¹)	q _{met} (Wm ⁻³)	T _a (°C)
Músculo	0,03	0,5	-	-	0,0005	700	-
Sangue	-	-	3600	1000	-	-	37

FONTES: INCROPERA; DEWITT, 2008.

Como o *software* permite somente a simulação de problemas bidimensionais, o domínio de simulação foi aproximado de um retângulo (30 mm x 0,5 mm). A condição de contorno correspondente a isolamento térmico ($q_x'' = 0$) foi aplicada nas superfícies inferior ($y = 0$ mm) e superior ($y = 0,5$ mm) do retângulo, de forma a garantir que a transferência de calor ocorresse somente na direção x (problema unidimensional). A face interna da camada ($x = 0$ mm) foi sujeita a condição de contorno de primeira espécie (Dirichlet) ($T_{mi} = 37$ °C). Na face externa do músculo ($x = 30$ mm) a temperatura foi prescrita como 45°C para o aquecimento e 28,7°C para o resfriamento. Ambas as situações foram baseadas em um problema de biotransferência de calor (INCROPERA E DEWITT, 2008).

As simulações foram realizadas com o melhor refinamento de malha permitido pelo *software* para essa situação (441 nós e 768 elementos).

3.2.2 Obtenção da solução analítica

Para a solução analítica do problema, o processo de transferência de calor no interior da camada muscular foi descrito pela equação de Pennes [EQ. (3.1)]. A EQUAÇÃO (3.3) resulta das simplificações decorrentes das considerações de problema unidimensional e permanente.

$$\frac{d^2T}{dx^2} - \frac{(\rho c_p w)_s (T_a - T) - q_{met}}{k} = 0 \quad (3.3)$$

Efetuada a divisão pelo termo $(\rho c_p w)_s$, a EQ. (3.3) também pode ser escrita como:

$$\frac{1}{(\rho c_p w)_s} \frac{d^2T}{dx^2} - \frac{(T - T_a) - q_{met}/(\rho c_p w)_s}{k} = 0 \quad (3.4)$$

Uma variável de temperatura em excesso na forma de $\theta = T - T_a - q_{met}/(\rho c_p w)_s$ foi definida. Com isso, considerando que T_a , q_{met} , w e todas as propriedades do sangue são constantes a EQ. (3.4) pode ser re-escrita como:

$$\frac{d^2\theta}{dx^2} - \frac{(\rho c_p w)_s}{k} \theta = 0 \quad (3.5)$$

ou:

$$\frac{d^2\theta}{dx^2} - \bar{m}^2 \theta = 0 \quad (3.6)$$

em que:

$$\bar{m}^2 = \frac{(\rho c_p w)_s}{k} \quad (3.7)$$

$$\theta = T - T_a - \dot{q}_{met}/(\rho c_p w)_s \quad (3.8)$$

Do ponto de vista matemático a EQ. (3.6), é equivalente à equação obtida para análise da transmissão de calor em uma aleta (INCROPERA; DEWITT, 2008), para a qual se dispõe das soluções analíticas em função das possíveis condições de contorno, o que possibilita a estimativa da temperatura nos tecidos vivos.

As condições de contorno foram determinadas em termos das temperaturas especificadas nas extremidades da camada muscular $x = 0$ m [EQ. (3.9)] e $x = 0,03$ m (L_m) [EQ. (3.10)], T_i e T_e , respectivamente:

$$\theta_{(0)} = T_i - T_a - q_{met} / (\rho c_p w)_s = \theta_i \quad (3.9)$$

$$\theta_{(L_m)} = T_e - T_a - q_{met} / (\rho c_p w)_s = \theta_l \quad (3.10)$$

A solução para $\theta_{(x)}$ é dada pela EQ. (3.11):

$$\theta_{(x)} = \theta_{(i)} / \sinh \bar{m} L [\theta_{(l)} / \theta_{(i)} \sinh \bar{m} x + \sinh \bar{m} (L - x)] \quad (3.11)$$

em que:

L representa a espessura total da camada (m);

$$\bar{m} = \left[\frac{(\rho C_p w)_s}{k} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (3.12)$$

$$\theta_i = T_i - T_a - \dot{q}_{met} / (\rho c_p w)_s \quad (3.13)$$

$$\theta_l = T_e - T_a - \dot{q}_{met} / (\rho c_p w)_s \quad (3.14)$$

Os valores encontrados para as variáveis \bar{m} (60 m^{-1}) e Θ_i ($-0,389 \text{ K}$) foram os mesmos tanto para o aquecimento, quanto para o resfriamento. Os valores da variável Θ_1 foram de $7,611 \text{ K}$ para o aquecimento e de $-8,689 \text{ K}$ para o resfriamento.

A variação da temperatura de acordo com a posição (x) foi obtida por meio da EQ (3.8).

3.3 Simulação numérica do aquecimento e do resfriamento do joelho canino

As simulações numéricas do aquecimento e do resfriamento do joelho canino foram realizadas utilizando o *software* FEHT. Para ambas as situações, foram feitas simulações unidimensionais e bidimensionais. Os resultados obtidos com as simulações foram avaliados e comparados com valores médios de temperatura obtidos a partir de estudos experimentais *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 utilizando a EQ. (3.15). Uma diferença percentual média menor ou igual a 5% foi considerada aceitável. Para a adequação do *software* em representar o fenômeno avaliado considerou-se: 1- diferença percentual média menor ou igual a 5% em todas as camadas avaliadas e 2- variação local das temperaturas experimentais e simuladas visualmente semelhantes.

$$\text{Média} | (\text{simul}_{(t_0;t_1\dots t_x)} - \text{Exp}_{(t_0;t_1\dots t_x)}) / \text{Exp}_{(t_0;t_1\dots t_x)} | * 100 \quad (3.15)$$

em que: simul = resultados da simulação;

Exp = média dos resultados experimentais *in vivo*;

t_0 = temperatura no tempo zero;

t_x = temperatura no tempo final do aquecimento/resfriamento.

As informações sobre os parâmetros físicos (espessuras), fisiológicos [perfusão sanguínea (w) e geração de calor metabólico (q_{met})] e termofísicos [calor específico (c_p), massa específica (ρ), condutividade térmica (k)] empregados nas simulações foram extraídos do estudo de Araújo (2009) e estão resumidos na TABELA 3.2.

TABELA 3.2 - Parâmetros físicos, termofísicos, fisiológicos dos tecidos.

Camadas	Espessura (m)	c_p ($\text{Jkg}^{-1}\text{°C}^{-1}$)	ρ (kgm^{-3})	K ($\text{Wm}^{-1}\text{°C}^{-1}$)	q_{met} (Wm^{-3})	w ($\text{m}^3\text{s}^{-1}\text{m}^{-3}\text{tec}$)
Epiderme	$8,0 \times 10^{-5}$	3593	1200	$2,28 \times 10^{-1}$	0	0
Subcutâneo	$9,0 \times 10^{-3}$	3365	1200	$4,64 \times 10^{-1}$	200	$1,3 \times 10^{-3}$
Tecido adiposo	$1,3 \times 10^{-3}$	2678	937	$2,03 \times 10^{-1}$	3,9	$2,9 \times 10^{-4}$
Tecido Muscular	$1,0 \times 10^{-2}$	3684	1097	$5,29 \times 10^{-1}$	716	$5,8 \times 10^{-4}$
Cápsula	$4,9 \times 10^{-3}$	3500	1051	$4,98 \times 10^{-1}$	0	$1,8 \times 10^{-3}$
Líquido sinovial	$4,2 \times 10^{-3}$	4190	1000	$6,10 \times 10^{-1}$	0	0
Osso	$1,3 \times 10^{-2}$	1785	1585	$7,35 \times 10^{-1}$	368,3	$4,0 \times 10^{-4}$
Sangue	-	3813	1038	-	-	-

Segundo ARAÚJO (2009), os valores das espessuras da superfície cutânea, da região subcutânea e da cápsula são uma média aritmética dos valores encontrados na literatura. A espessura dos demais tecidos foi estimada a partir de um corte transversal da articulação do joelho canino, em uma peça anatômica (FIGURA 3.1). Para as propriedades termofísicas e fisiológicas uma média dos valores encontrados na literatura foi utilizada.



FIGURA 3.1 - Corte transversal da articulação do joelho canino feito com o joelho em extensão total, proximal a interlinha articular (ARAÚJO, 2009).

Para que a unidade de perfusão sanguínea (w) adotada no estudo de Araújo (2009) ($\text{m}^3\text{s}^{-1}\text{m}^{-3}$) corresponda à utilizada pelo *software* FEHT (kgm^{-3}s), os valores de perfusão sanguínea descritos na tabela 3.2 foram multiplicados pela média dos valores de densidade do sangue encontrados na literatura ($\rho = 1038 \text{ kgm}^{-3}$). A perfusão sanguínea, a geração de calor, a temperatura inicial e as propriedades termofísicas dos tecidos foram consideradas constantes para a execução das simulações.

As informações a respeito das fontes externas e do tempo utilizado para aquecer e resfriar o joelho canino, adotadas para a execução das simulações também foram retiradas do trabalho de Araújo (2009). Para o aquecimento tecidual uma manta térmica (50 cm x 29 cm), com potência de saída de 35,2 W, potência média de 31,2 W e controle automático de temperatura na faixa de 40°C a 66°C, programada para 66°C e com temperatura média de 57,6°C, mantida por 40 minutos, foi considerada (ARAÚJO, 2009). Duas simulações foram realizadas para essa situação: simulação 1, utilizando a

temperatura média da manta térmica (57,6°C) e simulação 2, utilizando o fluxo de calor médio da manta térmica ($q_x'' = 215,7 \text{ Wm}^{-2}$), calculado a partir da EQ. 3.16.

$$q_x'' = \frac{q_x}{A} \quad (3.16)$$

em que: q_x'' é o fluxo de calor (Wm^{-2}); q_x é a potência média da manta térmica (W) e A representa a área da manta.

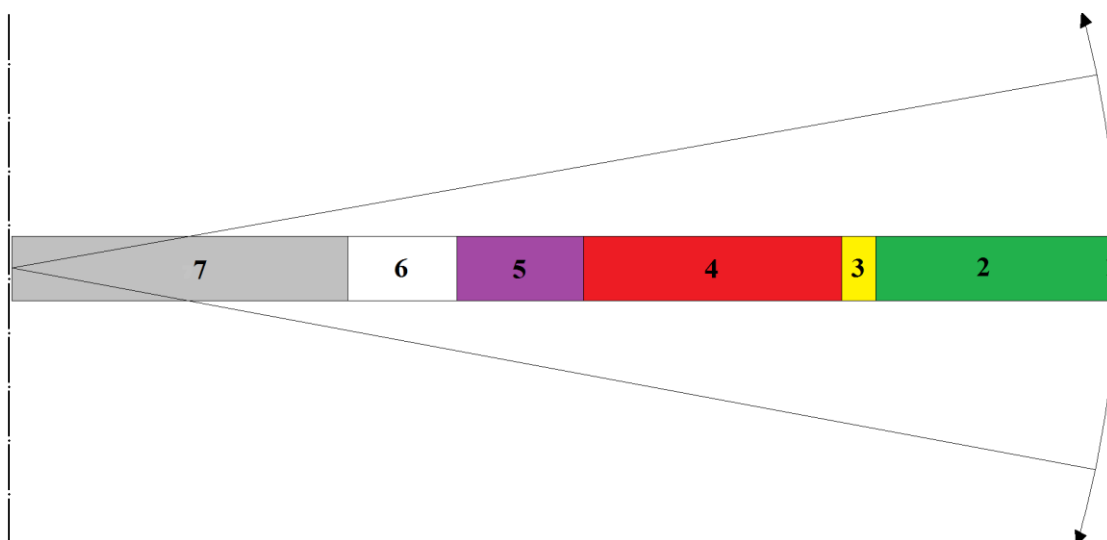
O processo de resfriamento simulado considerou duas compressas de gelo, cada uma confeccionada a partir de 1,0 kg de gelo manualmente triturado com temperatura média de 4,5°C que foram mantidas por 30 minutos (ARAÚJO, 2009). As dimensões das compressas de gelo não foram citadas no estudo de Araújo (2009) o que impossibilitou o cálculo do fluxo de calor médio. Desta forma, as simulações foram realizadas apenas com a temperatura média das compressas (4,5°C).

3.3.1 Simulações unidimensionais do aquecimento e do resfriamento do joelho canino

3.3.1.1 Definição do problema físico

O problema físico unidimensional considerado envolve o processo de transferência de calor na direção radial, em regime transiente, decorrente da aplicação de recursos térmicos de aquecimento e de resfriamento na articulação do joelho de um cão. O modelo geométrico do joelho canino, adotado como o domínio das simulações, foi definido conforme o trabalho desenvolvido por Araújo (2009). Nesse estudo, a articulação foi representada por um único cilindro, composto por seis camadas teciduais: a epiderme; o subcutâneo; o tecido adiposo; o tecido muscular; a cápsula articular e a cavidade intra-articular (que compreende o líquido sinovial e o osso).

Na FIGURA 3.2 está representado o domínio unidimensional da articulação do joelho utilizado para as simulações do aquecimento e resfriamento articular.



1 - Epiderme; 2 - Subcutâneo; 3 - Tecido adiposo; 4 - Músculo; 5 - Pericapsular; 6 - Líquido sinovial; 7 - Osso

FIGURA 3.2 – Modelo geométrico da articulação do joelho canino utilizado para as simulações unidimensionais.

A temperatura média de cada camada simulada (FIGURA 3.2) 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 os resultados da simulação dessa camada serão apresentados.

A temperatura utilizada como condição inicial foi retirada do estudo de Araújo (2009). Segundo a autora, a temperatura inicial de cada uma das camadas foi considerada como sendo igual à média das temperaturas experimentais obtidas na condição de neutralidade térmica (24,7°C) (ARAÚJO, 2009) (TABELA 3.3). A temperatura inicial adotada para o osso foi baseada na região mais interna na qual a temperatura foi medida nesse estudo (região dos ligamentos cruzados).

TABELA 3.3 - Média das temperaturas iniciais utilizadas para as simulações unidimensionais de aquecimento e resfriamento (ARAÚJO, 2009).

Camadas	Temperatura inicial (°C)
Epiderme	34,9
Subcutâneo	35,5
Tecido adiposo	36,1
Tecido muscular	36,5
Pericapsular	35,2
Líquido sinovial	37,1
Osso	37,1

A condição de contorno de segunda espécie, correspondente a consideração de ausência de fluxo de calor em fronteiras, foi estabelecida nas superfícies inferior ($z = 0$ mm), superior ($z = 0,5$ mm) do cilindro e em $r_i = 0$ mm, de forma a garantir que a transferência de calor ocorresse apenas na direção radial (problema unidimensional). A camada mais externa do joelho (epiderme) ($r_e = 42,62$ mm) foi considerada em contato perfeito com as fontes de aquecimento e de resfriamento. Desta forma, as condições de contorno impostas nessa fronteira variaram de acordo com as simulações realizadas.

Para o processo de aquecimento, duas simulações foram efetuadas considerando diferentes condições de contorno na face externa da epiderme: simulação TU - temperatura média da manta térmica ($57,6^\circ\text{C}$); simulação QU - fluxo de calor médio da manta térmica ($215,7\text{Wm}^{-2}$). A simulação do resfriamento tecidual foi realizada a partir da consideração da temperatura média das compressas de gelo ($4,5^\circ\text{C}$) como condição de contorno.

3.3.2 Simulação bidimensional

3.3.2.1 Definição do problema

A definição do domínio bidimensional simulado, que representa um corte transversal da articulação do joelho canino, baseou-se nas variações extraídas de uma imagem fotográfica (x,y) disponível na literatura (ARAÚJO, 2009) (FIGURA 3.1).

Na Figura 3.3 é possível visualizar os locais nos quais a temperatura do joelho canino foi medida experimentalmente. Esses pontos tiveram suas temperaturas comparadas com o nó correspondente das simulações. A pequena espessura da epiderme foi um fator limitante para a simulação do comportamento da temperatura nesse tecido, inviabilizando comparações entre as simulações e os dados experimentais relativos à mesma.

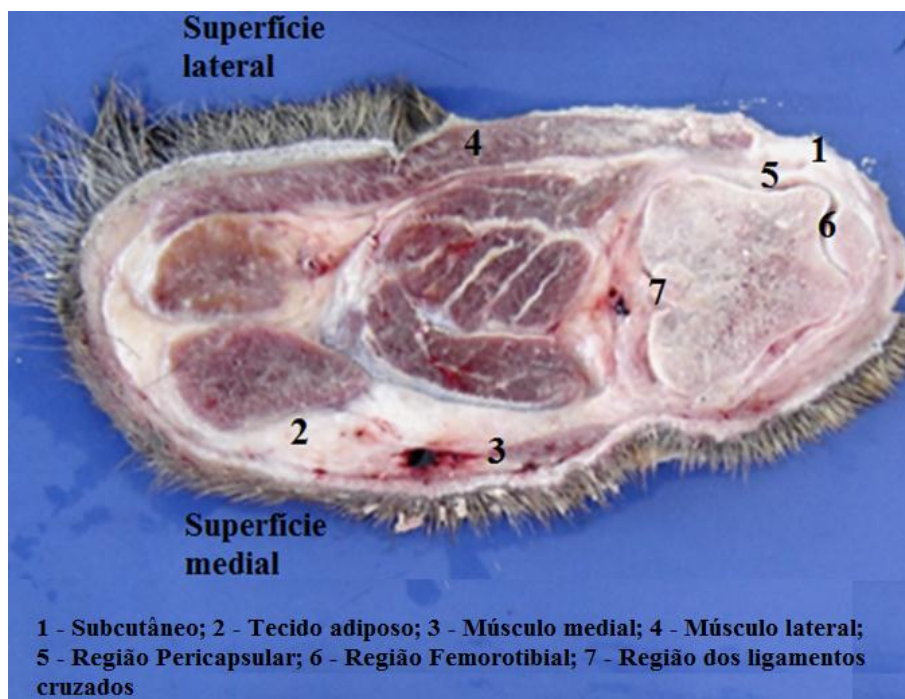


FIGURA 3.3 – Locais da medição de temperatura experimental (ARAÚJO, 2009).

O domínio utilizado para a simulação foi extraído da figura com o auxílio de um programa de CAD (Computer Aided Design). Os diferentes tecidos que compõem a articulação do joelho canino foram estabelecidos por inspeção visual. Posteriormente, o modelo da articulação do joelho obtido foi transferido para o *software* FEHT, no qual foram marcados pontos delimitando os contornos teciduais (FIGURA 3.4).

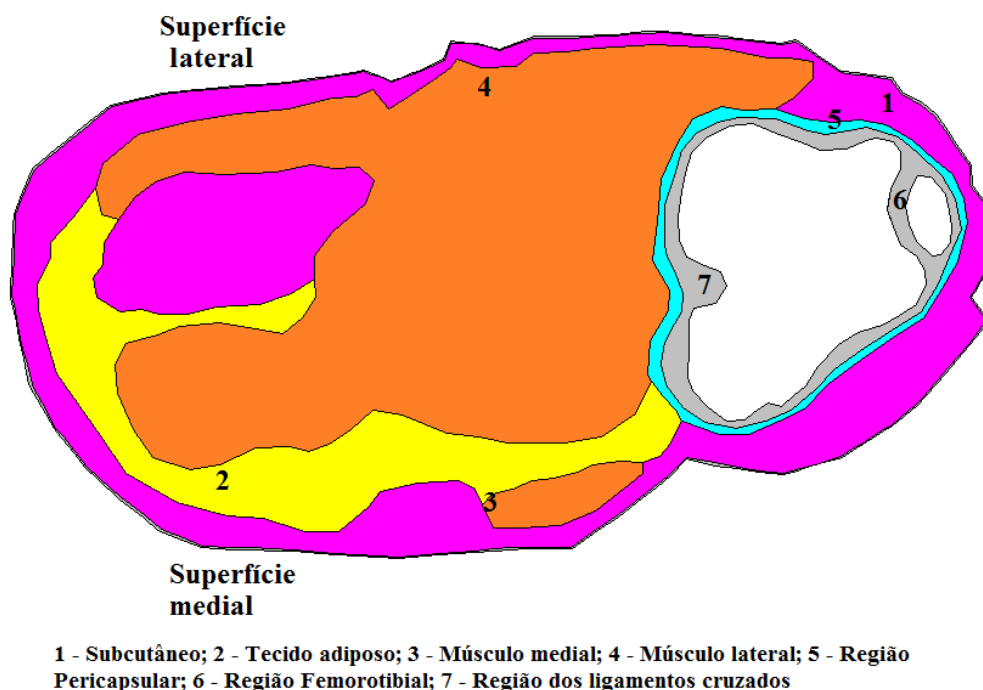


FIGURA 3.4 - Modelo bidimensional no *software* FEHT.

De posse da geometria, uma malha com elementos triangulares foi criada sobre o domínio computacional.

As temperaturas utilizadas como condição inicial das simulações bidimensionais foram as mesmas empregadas para a simulação unidimensional (TABELA 3.3). Exceções se fazem às regiões músculo medial e ligamentos cruzados que não foram simuladas unidimensionalmente. Desta forma, as temperaturas experimentais de 35,1°C e 37,1°C foram utilizadas como condição inicial para o músculo medial e ligamentos cruzados, respectivamente.

Assim como para a simulação unidimensional, duas simulações bidimensionais de aquecimento [simulação TB (57,6°C) e simulação QB (215,7 Wm⁻²)] e uma de resfriamento (4,5°C) foram realizadas.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Verificação do *software*

No presente estudo, para a verificação do *software* FEHT duas situações distintas foram avaliadas para a camada de tecido muscular: aquecimento, em que a temperatura na face externa do músculo é maior do que a temperatura na face interna ($T_e = 45^\circ\text{C}$), e resfriamento, em que a temperatura na face externa do músculo é menor do que a temperatura na face interna ($T_e = 28,7^\circ\text{C}$).

Apresentam-se nas FIGURAS 4.1 e 4.2 os resultados referentes à variação da temperatura no interior da camada muscular, obtidos por meio dos testes de verificação do *software*, para o aquecimento e o resfriamento, respectivamente.

No aquecimento, pode-se perceber que a temperatura do tecido muscular aumenta exponencialmente em direção à sua superfície externa. Em contrapartida, no resfriamento, a temperatura do músculo diminui em direção à sua superfície externa. Perfil exponencial semelhante foi observado por Ferreira e Yanagihara (1999), que determinaram o perfil de temperatura em função do raio em alguns tecidos corporais (pele, tecido adiposo, músculo e núcleo), com as determinações sendo realizadas para a temperatura ambiente de $29,6^\circ\text{C}$ e para temperaturas superiores a $29,6^\circ\text{C}$.

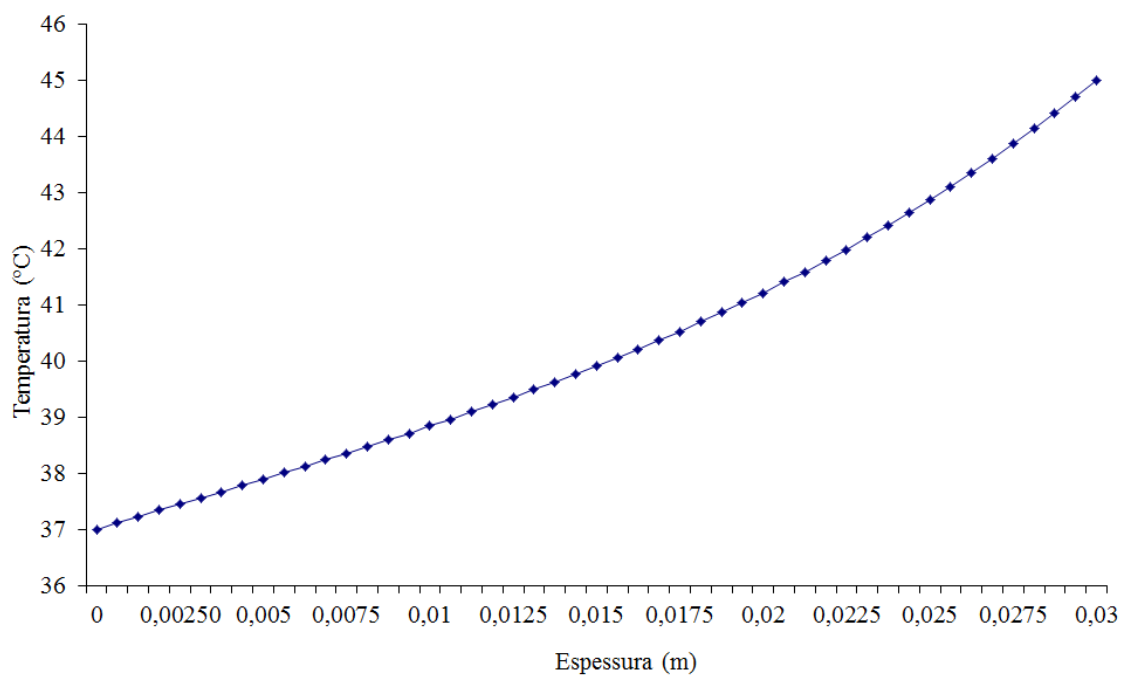


FIGURA 4.1 - Variação da temperatura ao longo da camada muscular no aquecimento.

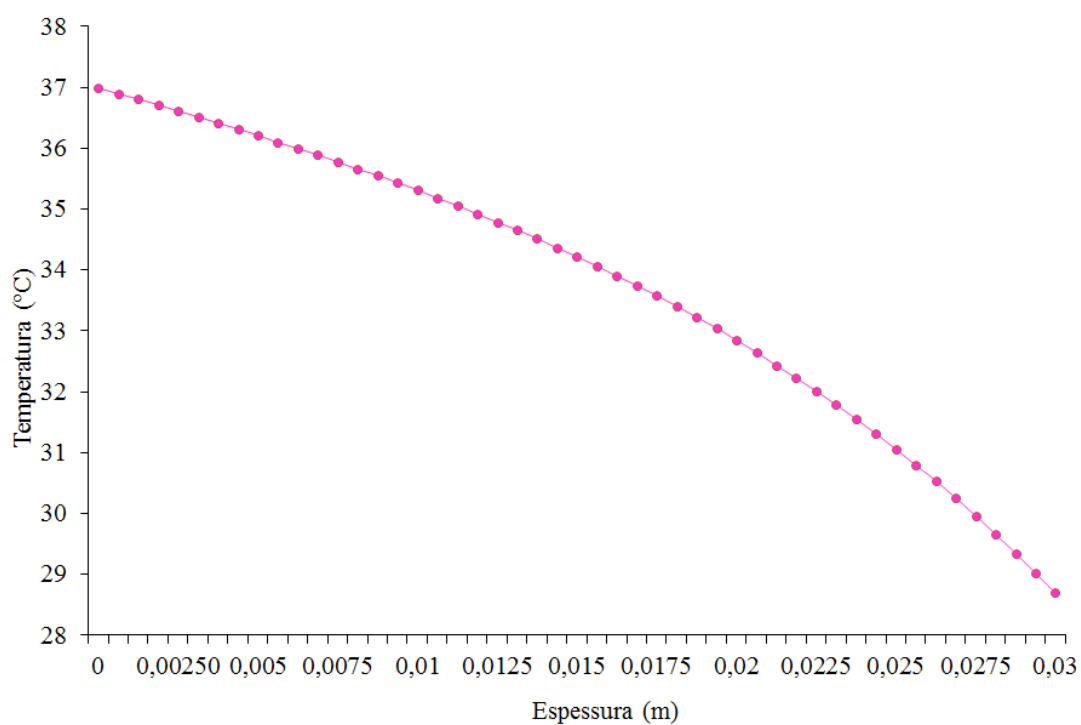


FIGURA 4.2 - Variação da temperatura ao longo da camada muscular no resfriamento.

Nas FIGURAS 4.3 e 4.4 estão representados os resultados da comparação entre a solução analítica e a solução numérica da variação da temperatura do músculo no aquecimento ($T_e = 45^\circ\text{C}$) e no resfriamento ($T_e = 28,7^\circ\text{C}$), respectivamente.

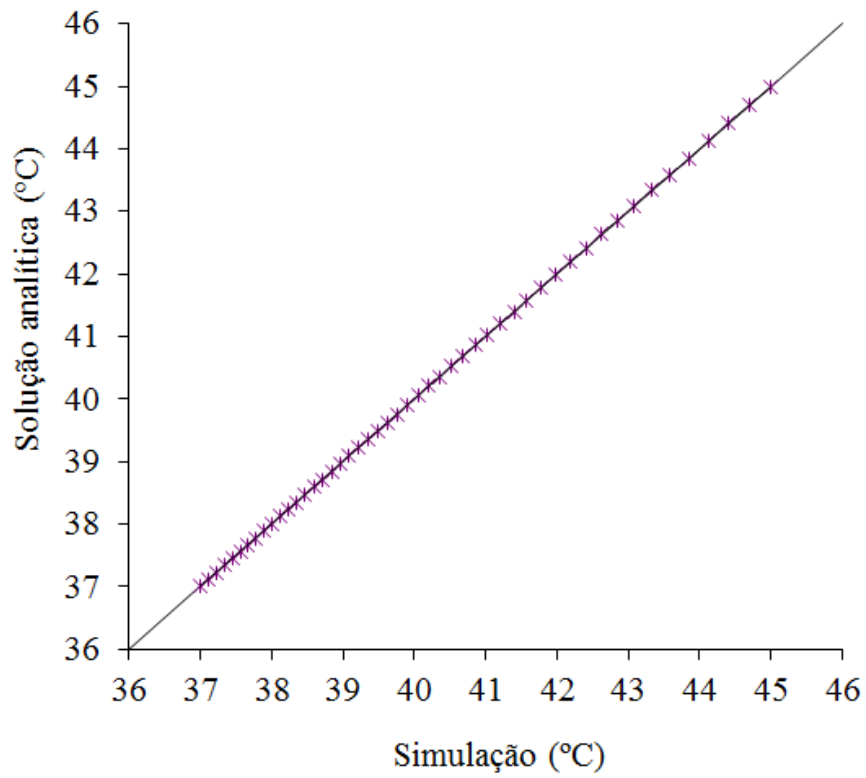


FIGURA 4.3 - Comparação entre a solução analítica e a simulação para o aquecimento.

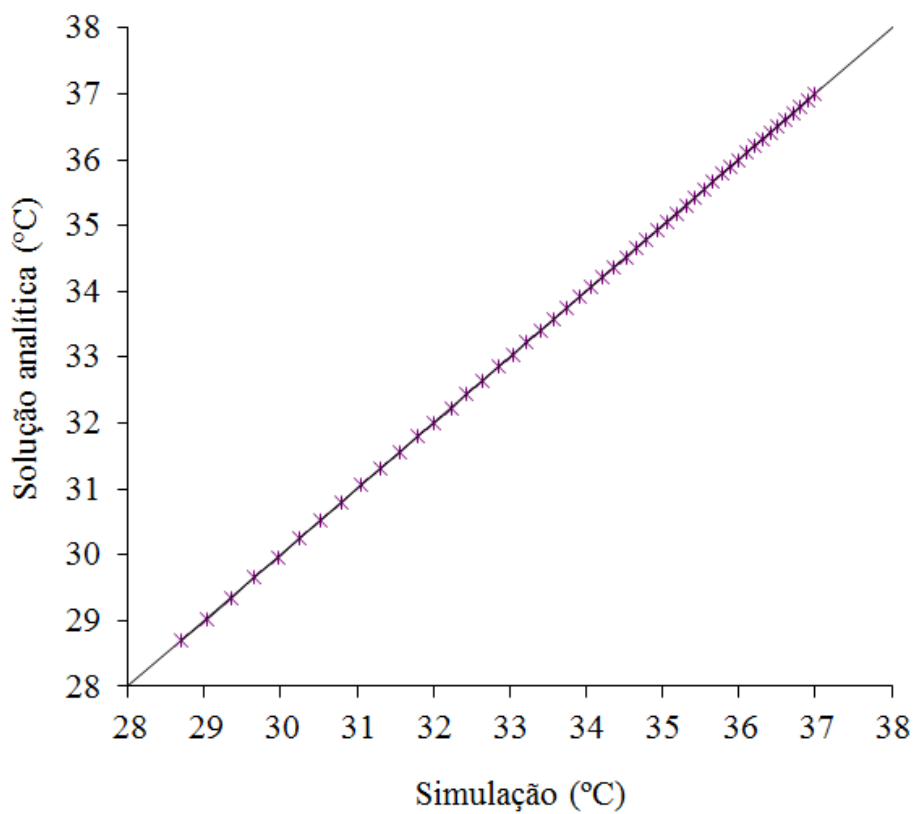


FIGURA 4.4 - Comparação entre a solução analítica e a simulação para o resfriamento.

Pode-se perceber que os valores encontrados na simulação com o *software* FEHT reproduziram de forma satisfatória os resultados analíticos do modelo de Pennes. A diferença percentual média entre os dados simulados e a solução analítica foi de apenas 0,0011% para o aquecimento e de 0,0012% para o resfriamento da camada muscular. Esses resultados confirmam que o *software* FEHT pode ser empregado na solução de problemas unidimensionais de biotransferência de calor.

4.2 Simulações dos processos de aquecimento e de resfriamento com o *software* FEHT

As simulações numéricas realizadas no presente estudo tiveram como objetivo avaliar o comportamento transiente da temperatura tecidual durante a aplicação de dois recursos térmicos comuns na prática clínica da fisioterapia. Todas as simulações foram executadas com o maior refinamento de malha permitido pelo *software*.

4.2.1 Simulações unidimensionais

Para a realização das simulações unidimensionais do aquecimento e do resfriamento foi gerada uma malha composta por 445 nós e 704 elementos.

4.2.1.1 Aquecimento

A – Simulação TU

Os resultados obtidos com a simulação TU, baseada no pressuposto de que a temperatura da face externa da epiderme era igual à temperatura média da manta térmica (57,6°C), podem ser vistos na TABELA 4.1. É possível observar que os tecidos mais superficiais, epiderme, subcutâneo e adiposo apresentaram temperaturas (média, máxima e/ou final) acima do limite recomendado para o aquecimento terapêutico (40°C a 45°C).

Diferentemente dos tecidos e estruturas centrais, que mantêm a temperatura em um nível praticamente constante, a temperatura da pele pode variar amplamente como uma resposta às alterações de temperaturas do meio externo (LUCHAKOV; NOZDRACHEV, 2009). Segundo a literatura, quando aplicados sobre a superfície cutânea, os recursos terapêuticos térmicos são capazes de promover variações imediatas na temperatura da pele e dos tecidos superficiais subjacentes (WEINBERGER; LEV, 1991). A condição de contorno especificada na epiderme (temperatura média da manta térmica) pode, portanto, justificar as altas temperaturas observadas na epiderme, no subcutâneo e no tecido adiposo. Uma vez que a temperatura da epiderme somente seria igual à temperatura da manta térmica se essa tivesse uma condutividade térmica infinita, entretanto, este fato não condizente com a realidade.

A temperatura dos tecidos profundos (músculo, cápsula, líquido sinovial e osso), diferentemente dos tecidos localizados mais superficialmente, atingiu os limites necessários para que os benefícios terapêuticos do aquecimento ocorram. Esse resultado, entretanto, contradiz a literatura que relata que, quando o calor é aplicado à superfície da pele, seja com aquecimento por condução ou radiação, ocorre pouco aquecimento dos tecidos profundos, pois eles são protegidos pelo isolamento térmico proporcionado pelo tecido adiposo e pela remoção do calor devido ao aumento do fluxo sanguíneo da pele (LOW; REED, 2001). Os resultados observados nos tecidos profundos são, portanto, uma resposta da alta temperatura simulada na epiderme.

TABELA 4.1 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação TU, realizada a partir da temperatura média da manta térmica ($T_{\text{média}} = 57,6^{\circ}\text{C}$).

Camadas	Temperatura ($^{\circ}\text{C}$)				
	Inicial	Média	Máxima	Elevação máxima de temperatura*	Final ^a
Epiderme	34,90	57,06	57,17	22,27	57,16
Subcutâneo	35,50	49,90	51,19	15,69	51,18
Tecido adiposo	36,10	44,22	46,27	10,17	46,26
Músculo	36,50	41,32	43,48	6,98	43,46
Pericapsular	35,20	39,06	40,97	5,77	40,95
Líquido sinovial	37,10	38,56	40,43	3,33	40,41
Osso	37,10	38,26	40,06	2,96	40,03

NOTA: ^aMédia dos valores encontrados nos 60 segundos finais da simulação.

*Os valores de elevação máxima de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperatura das camadas simuladas pode ser observado nas FIGURAS 4.5 a 4.11. Nessas estão representados também o perfil de temperatura média referente aos dados experimentais.

Observa-se que, nos instantes iniciais do processo de aquecimento, principalmente nas camadas mais superficiais, a temperatura simulada aumenta de forma abrupta, fato esse não observado nos dados experimentais. Nesses, com exceção da superfície cutânea, a temperatura aumenta de maneira mais gradual. Esse comportamento está relacionado às propriedades termofísicas e fisiológicas de cada camada, principalmente à condutividade térmica e à perfusão sanguínea (CUI; BARBANEL, 1990; CUI; BARBANEL, 1991) e também ao sistema de termorregulação presente nos organismos vivos (KELLER; SEILER, 1971; MEKJAVIC; EIKEN, 2006).

A circulação sanguínea confere o principal mecanismo de conservação da homeostase térmica, agindo como um sistema de transferência de calor (LOW; REED, 2001). O aumento e a diminuição do fluxo sanguíneo facilitam a perda ou o armazenamento do calor por meio do aumento ou diminuição da condutância abaixo da superfície da pele, respectivamente (KELLER; SEILER, 1971; VANHOUTE *et al.*, 2002). Desta forma, além da condição de contorno de temperatura especificada na epiderme, o fato do *software* utilizado não permitir que sejam consideradas as variações do fluxo sanguíneo, em resposta a elevação e a diminuição da temperatura, também pode justificar as diferenças encontradas no comportamento da temperatura entre a simulação TU e os dados experimentais.

A elevação abrupta da temperatura observada na camada da epiderme com a simulação (FIGURA 4.5) poderia, adicionalmente, ser justificada, pela ausência de fluxo sanguíneo nessa camada.

Na FIGURA 4.7, pode-se notar que o tecido adiposo mantém a sua temperatura inicial inalterada nos primeiros instantes da simulação. Apesar desse comportamento, denominado como “tempo morto”, não ser observado na curva experimental média do estudo de Araújo (2009), segundo a autora, ele foi encontrado em alguns animais participantes do estudo. De acordo com Chaui-Berlinck *et al.* (2005), o atraso da resposta tecidual a um estímulo térmico é uma característica dos sistemas biológicos. Isso pode ser explicado pelo fato da pele, do subcutâneo e, em especial, do tecido adiposo constituírem um isolante térmico para as estruturas internas do corpo. Essas estruturas, por apresentarem uma alta resistência térmica, limitam a transferência de calor entre o meio externo e o interno (PARDASANI; ADLAKHA, 1995; DUCHARME; TIKUISIS, 1991), conforme pode ser visualizado nas FIGURAS 4.8 a 4.11.

É possível observar nas FIGURAS 4.8 a 4.11 que, diferentemente do esperado, na fase inicial do aquecimento, a temperatura da região pericapsular aumentou abruptamente e a do músculo, do líquido sinovial e do osso diminuíram. Esses resultados podem ser justificados pela variação de temperatura local comum aos tecidos. Segundo a literatura, a temperatura da região central dos membros pode apresentar variações, ao contrário da parte central do corpo que permanece a uma temperatura quase constante (PARDASANI; ADLAKHA, 1995). Uma vez que as estruturas citadas encontram-se distantes da fonte externa de calor, as variações

encontradas nos instantes iniciais podem estar relacionadas aos efeitos da perfusão sanguínea e da geração de calor associada ao metabolismo dessas estruturas.

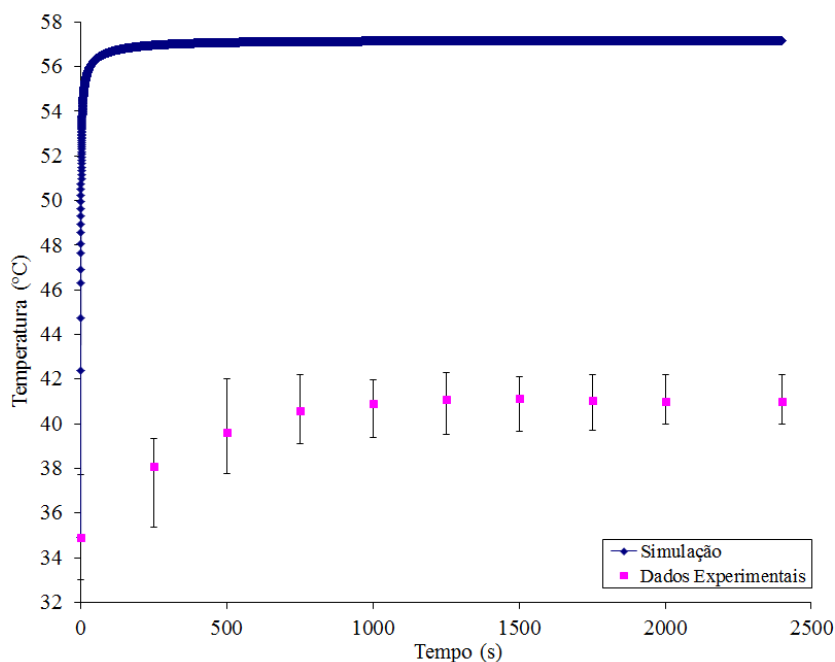


FIGURA 4.5 - Comportamento da temperatura média da epiderme com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

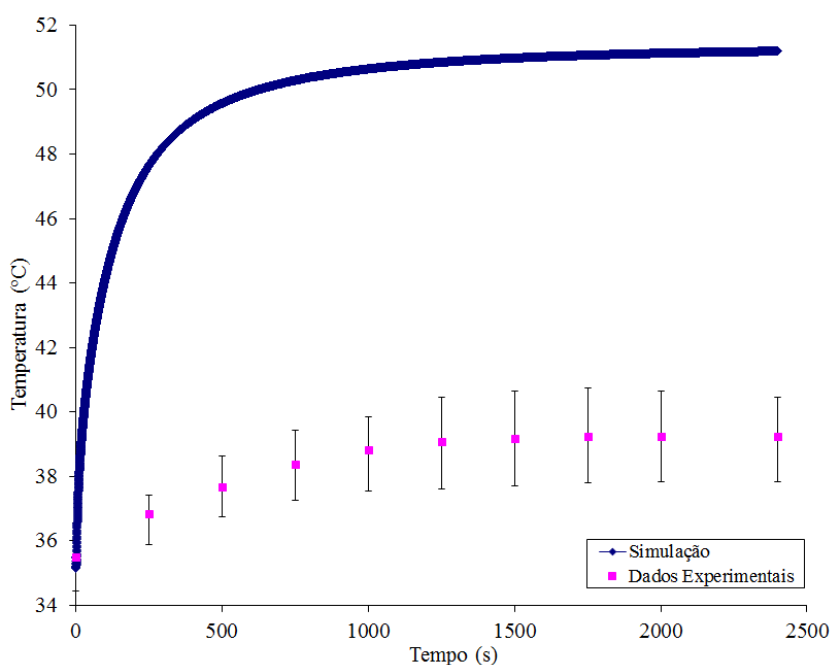


FIGURA 4.6 - Comportamento da temperatura média do subcutâneo com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

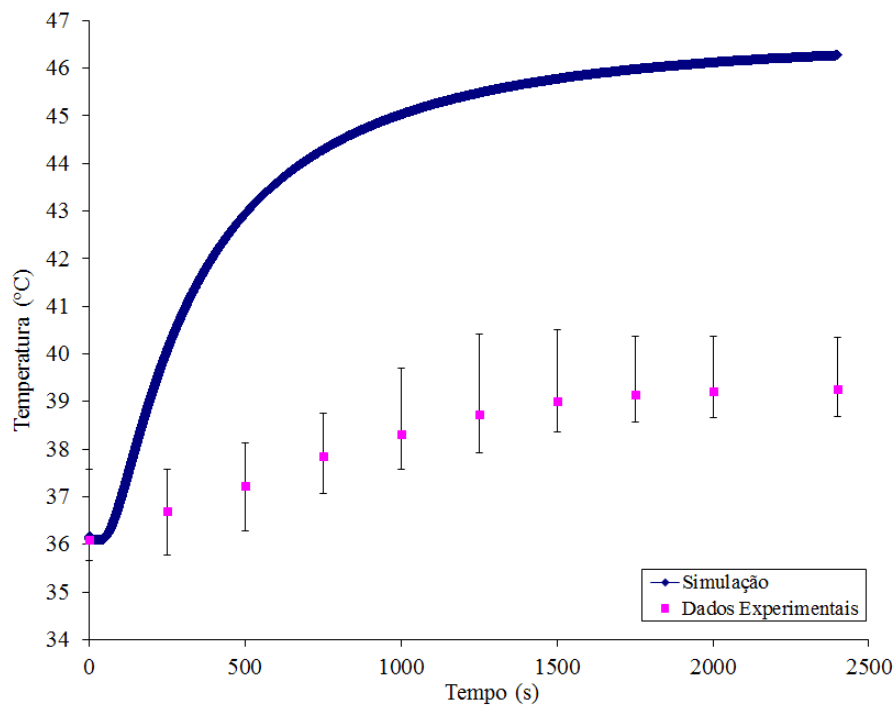


FIGURA 4.7 - Comportamento da temperatura média do tecido adiposo com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

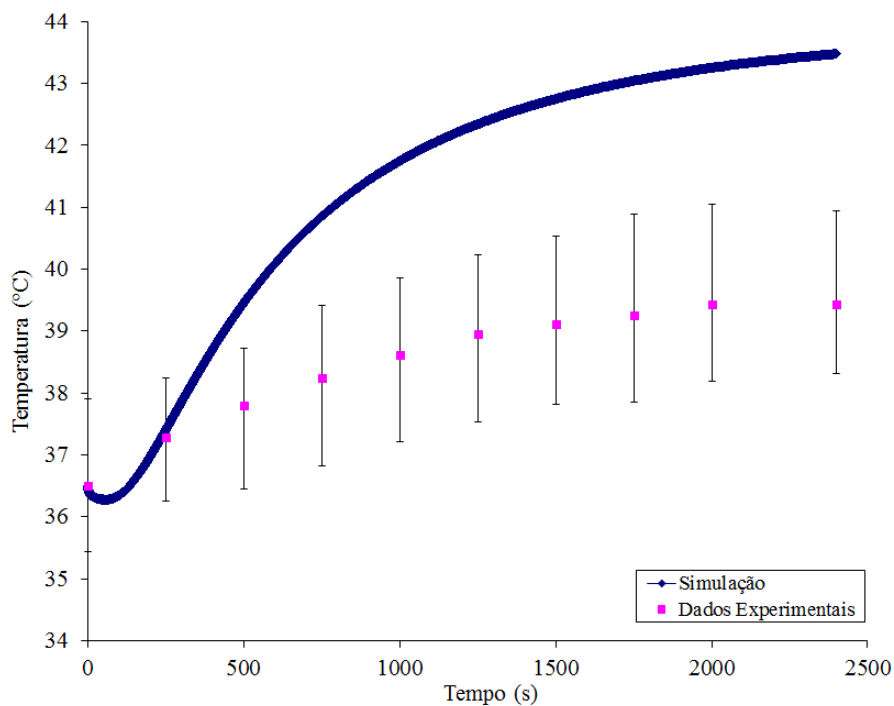


FIGURA 4.8 - Comportamento da temperatura média do músculo com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

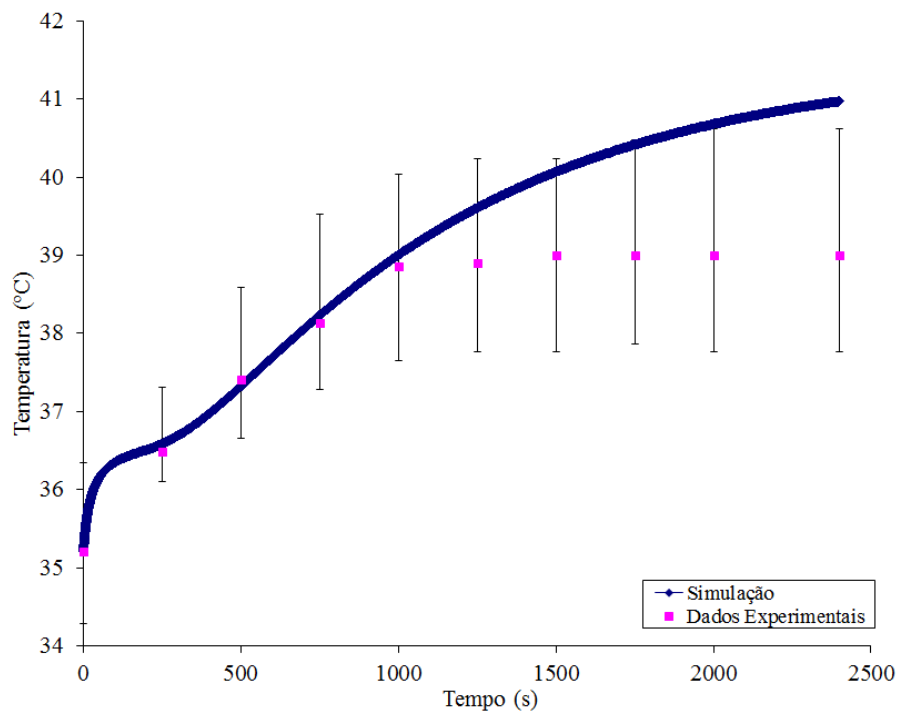


FIGURA 4.9 - Comportamento da temperatura média da região pericapsular com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

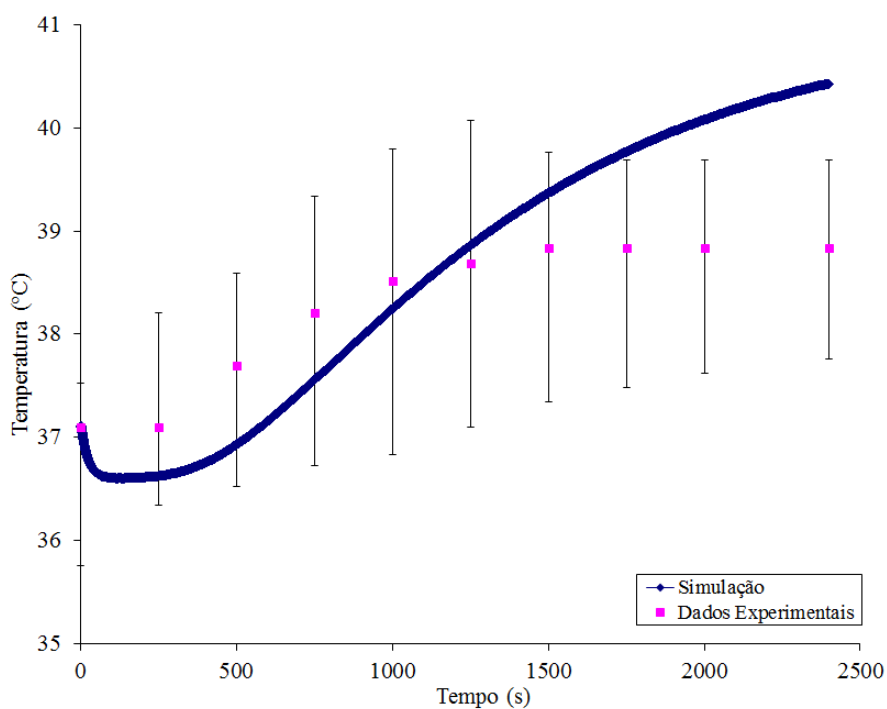


FIGURA 4.10 - Comportamento da temperatura média do líquido sinovial com o tempo - simulação TU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

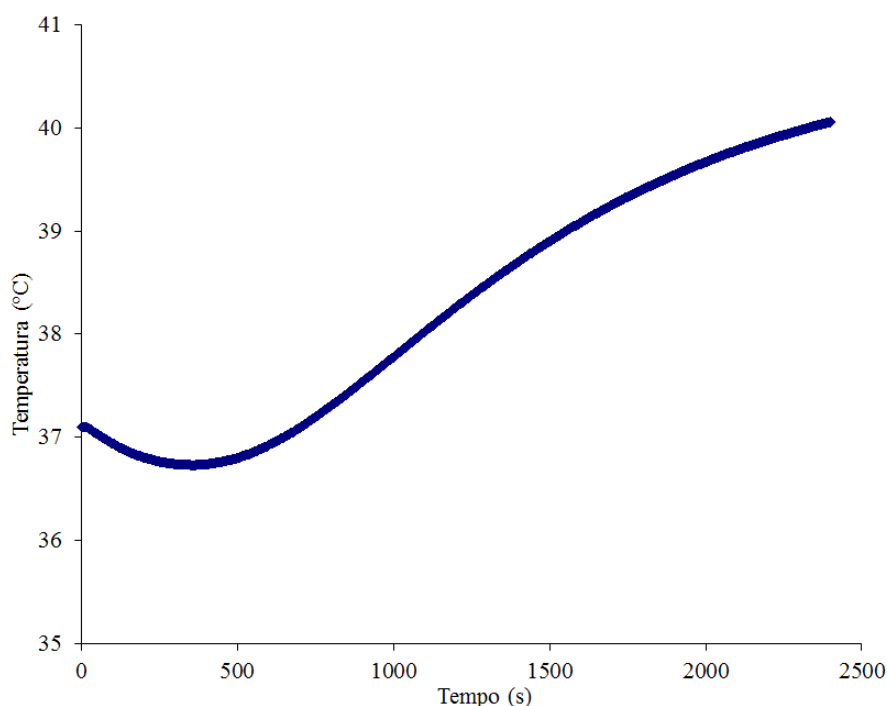


FIGURA 4.11 - Comportamento da temperatura média do osso com o tempo - simulação TU.

A comparação entre os dados experimentais e os resultados da simulação TU do aquecimento mostrou uma diferença relevante entre eles. Na TABELA 4.2 estão apresentadas as diferenças percentuais médias encontradas entre a simulação TU e os dados experimentais. Na presente simulação, a maioria das camadas apresentou diferença percentual média superior a 5%, mostrando que essa não foi adequada para representar o comportamento da temperatura do joelho canino durante a situação de aquecimento tecidual.

TABELA 4.2 - Diferença percentual média entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação TU para as camadas teciduais do joelho canino.

Camadas	Diferença percentual média (%)
Epiderme	36,7
Subcutâneo	27,3
Tecido adiposo	14,7
Músculo	6,7
Pericapsular	1,9
Líquido sinovial	1,7
Média	14,8

B – Simulação QU

Os resultados encontrados na simulação QU do aquecimento, baseada na consideração que a epiderme recebeu todo o fluxo de calor proveniente da manta térmica ($q_x''=215,7 \text{ Wm}^{-2}$), estão sumarizados na TABELA 4.3. É possível observar que, diferentemente do ocorrido na simulação TU, a elevação da temperatura nas camadas mais superficiais foi suficiente para atingir a faixa de temperatura adequada para que os benefícios do aquecimento sejam proporcionados sem danos teciduais (45°C) (KITCHEN, 2003).

Nos tecidos mais profundos, a elevação máxima de temperatura ocorreu na camada pericapsular ($2,72^\circ\text{C}$). Essa temperatura, mesmo fora da faixa terapêutica de 40°C a 45°C , encontra-se dentro do limite de elevação recomendado para os tecidos profundos (5 a 6°C) (LOW; REED, 2001). Em contrapartida, o osso e o líquido sinovial obtiveram um aumento inferior a 1°C . Esses resultados reforçam a premissa de que pouco calor é transferido para as regiões mais internas, devido à resistência térmica conferida pela pele, e tecidos subcutâneo e adiposo (LOW; REED, 2001).

TABELA 4.3 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação QU, realizada a partir do fluxo de calor médio da manta térmica ($q_{x''} = 215,7 \text{ Wm}^{-2}$).

Camadas	Temperatura (°C)				
	Inicial	Média	Máxima	Elevação máxima de temperatura*	Final ^a
Epiderme	34,90	41,00	42,41	7,51	42,40
Subcutâneo	35,50	39,42	40,81	5,31	40,80
Tecido adiposo	36,10	38,20	39,38	3,28	39,37
Tecido muscular	36,50	37,63	38,61	2,11	38,60
Pericapsular	35,20	37,17	37,92	2,72	37,91
Líquido sinovial	37,10	37,08	37,74	0,64	37,73
Osso	37,10	37,06	37,64	0,54	37,63

NOTA: ^a Valor médio encontrado nos 60 segundos finais da simulação

*Os valores de elevação máxima de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperatura média das camadas simuladas e dos dados experimentais pode ser visto nas FIGURAS 4.12 a 4.18. É possível perceber um aumento imediato na temperatura da epiderme e do tecido subcutâneo, entretanto, em menor intensidade do que o apresentado na simulação TU. A utilização do fluxo de calor como condição de contorno, diferentemente da temperatura fixa, considera a resistência térmica existente entre a manta térmica e a epiderme, o que pode justificar a menor elevação da temperatura nessa simulação.

Adicionalmente, pode-se perceber que os tecidos profundos apresentaram elevações inferiores à do experimento. Esse fato pode ser explicado pelas menores temperaturas encontradas na epiderme. Segundo a literatura, a taxa de aumento da temperatura em determinado local nos tecidos depende da quantidade de energia que foi fornecida, da localização da estrutura alvo e da condutividade térmica dos tecidos envolvidos (KITCHEN, 2003).

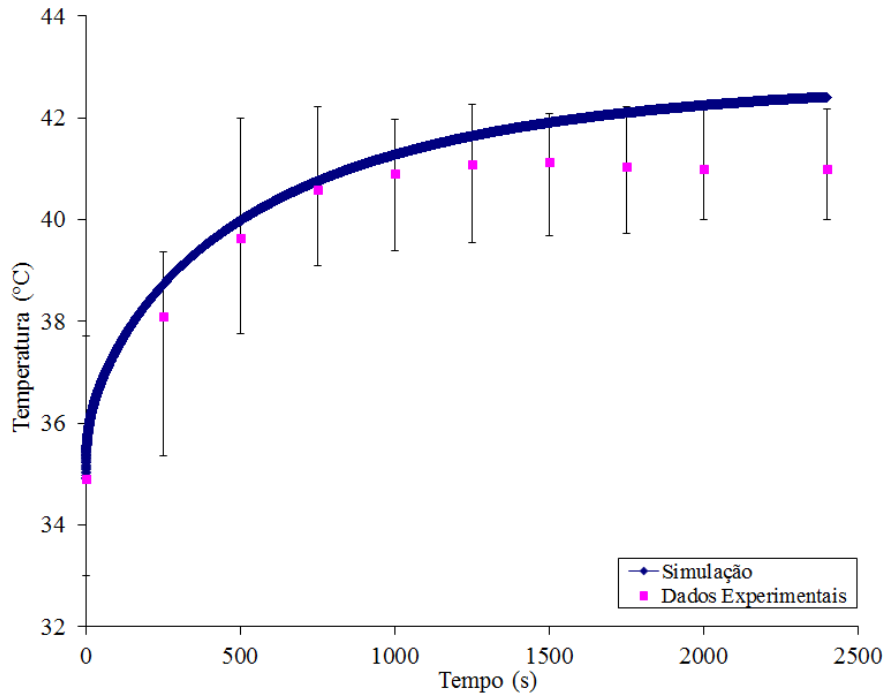


FIGURA 4.12 - Comportamento da temperatura média da epiderme com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

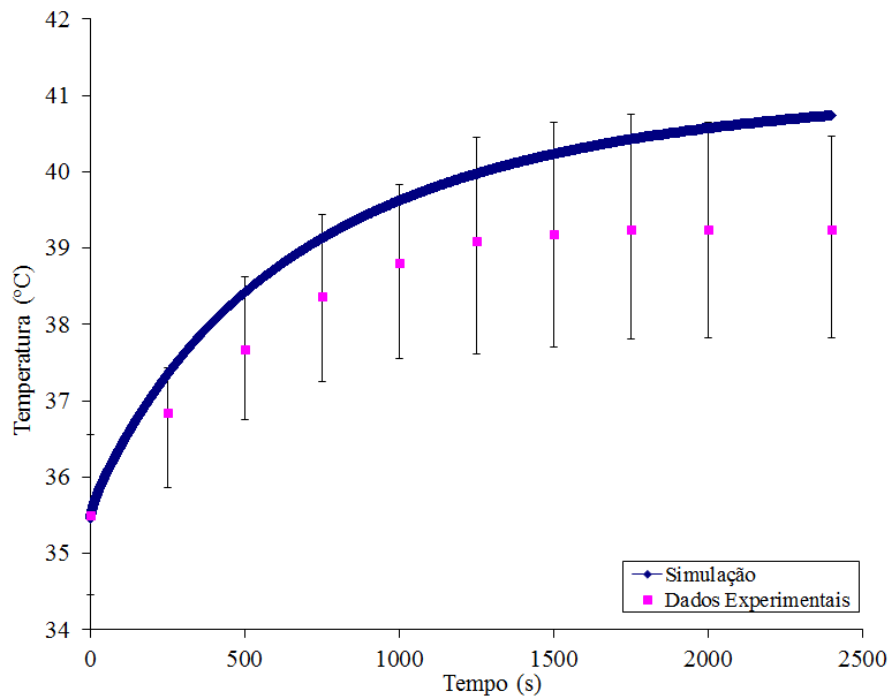


FIGURA 4.13 - Comportamento da temperatura média do subcutâneo com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

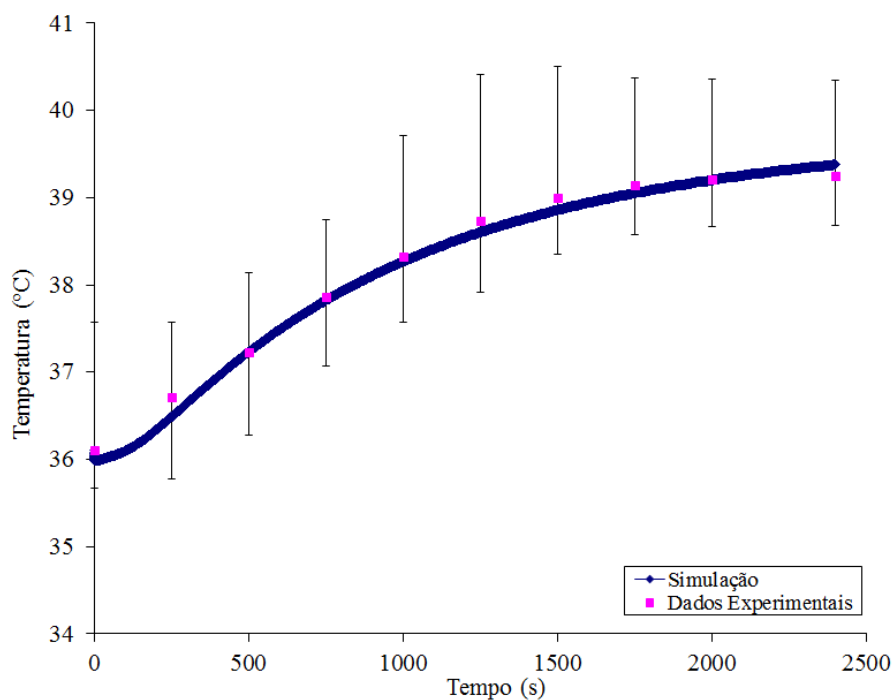


FIGURA 4.14 - Comportamento da temperatura média do tecido adiposo com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

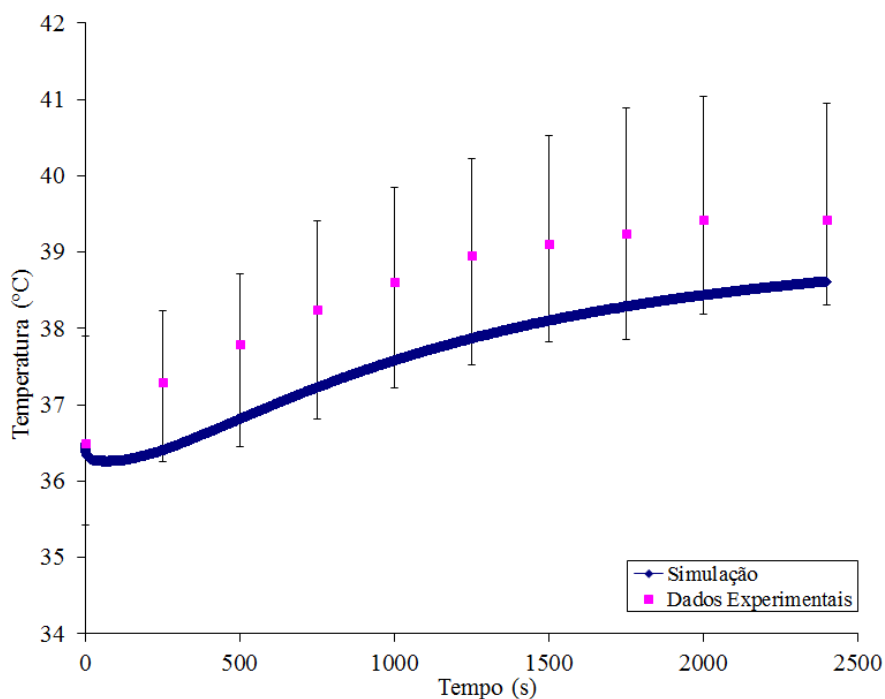


FIGURA 4.15 - Comportamento da temperatura média do músculo com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

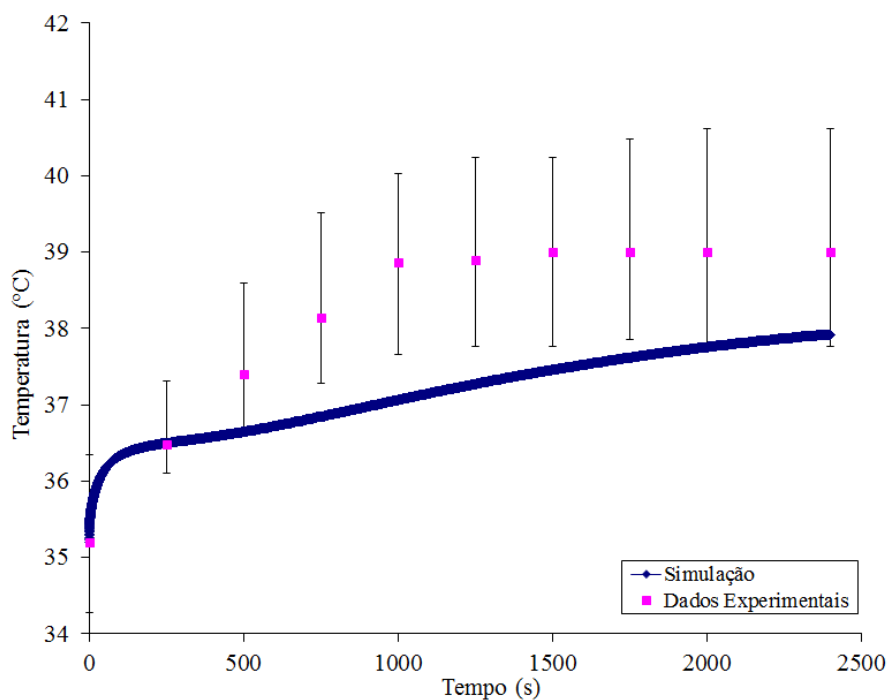


FIGURA 4.16 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

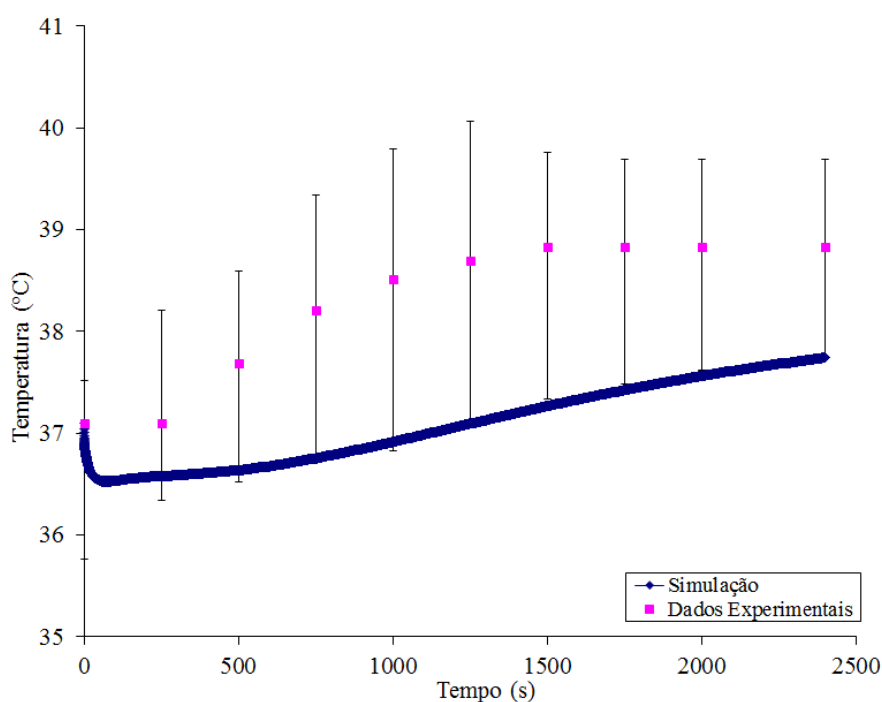


FIGURA 4.17 - Comportamento da temperatura média do líquido sinovial com o tempo - simulação QU. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

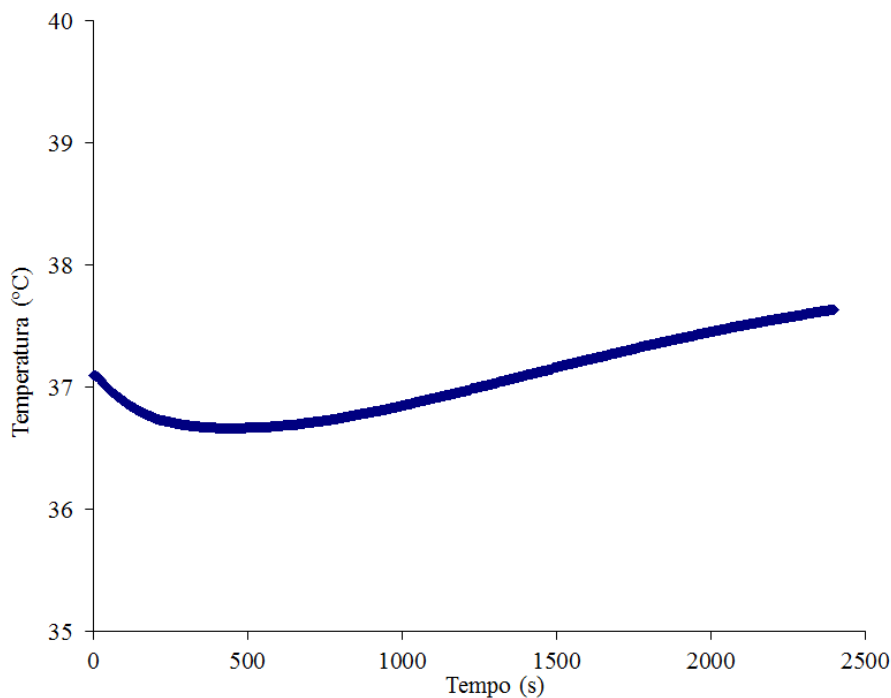


FIGURA 4.18 - Comportamento da temperatura média do osso com o tempo - simulação QU.

Os perfis de temperatura da simulação QU, nos instantes iniciais (60 s) e finais (2340 s), estão apresentados na FIGURA 4.19. A comparação das duas curvas demonstra que houve uma elevação da temperatura de todos os tecidos avaliados. Entretanto, o aumento da temperatura foi maior nos tecidos superficiais do que nos profundos. Esse fato vai de encontro com a literatura, que relata que os tecidos profundos reagem ao aquecimento por condução de maneira semelhante aos tecidos superficiais, porém em menor intensidade (LOW; REED, 2001). Segundo Pardasani e Adlakha (1995) a pele, o subcutâneo e o tecido adiposo funcionam como uma barreira isolante do corpo e influenciam, portanto, no grau de variação da temperatura dos tecidos internos. Isso pode ser observado, também, por meio dos elevados gradientes de temperatura do subcutâneo e do tecido adiposo em comparação com os demais tecidos.

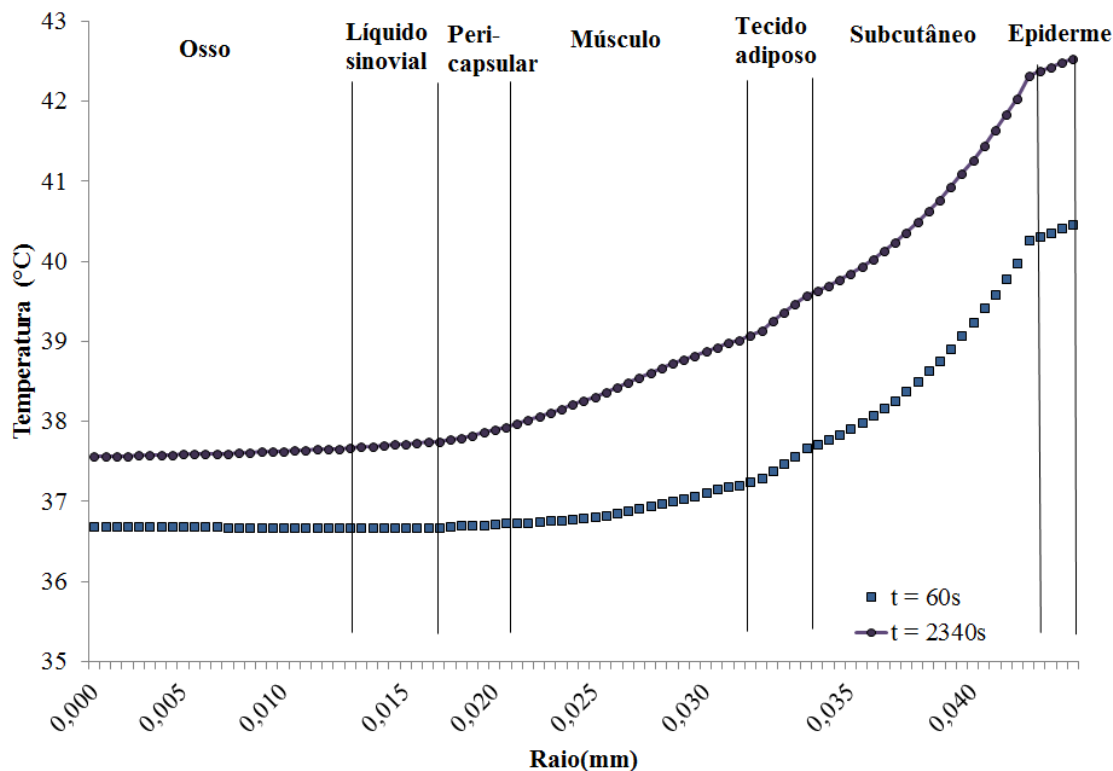


FIGURA 4.19 - Perfis de temperatura nos instantes iniciais e finais da simulação QB.

Em geral, é possível notar que em todas as camadas avaliadas a temperatura apresentou uma melhor aproximação com os dados experimentais, principalmente quando comparada à simulação TU. Na TABELA 4.4 estão representadas as diferenças percentuais médias entre as temperaturas experimentais e da simulação QU. Nota-se que a maior diferença percentual média encontrada foi de apenas 3%, sendo essa observada na camada do líquido sinovial. Esses resultados sugerem que a simulação QU pode ser um método relevante para a melhor compreensão do processo de transferência de calor na articulação do joelho canino.

TABELA 4.4 - Diferença percentual média (%) entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação QU para as camadas teciduais do joelho canino.

Camadas	Diferença percentual média (%)
Epiderme	1,6
Subcutâneo	2,4
Tecido adiposo	0,2
Músculo	2,3
Pericapsular	2,8
Líquido sinovial	3,0
Média	2,1

4.2.1.2 Resfriamento

Um resumo dos resultados encontrados para a simulação do resfriamento, baseada no pressuposto que a temperatura da face externa da epiderme era igual à temperatura média da compressa de gelo (4,5°C), pode ser visto na TABELA 4.5. É possível notar que a epiderme apresentou temperaturas (média, mínima e final) inferiores ao recomendado para que os efeitos terapêuticos locais sejam alcançados sem dano térmico aos tecidos (10°C a 15°C) (GREENSTEIN, 2007). Assim como na simulação TU do aquecimento, o fato da temperatura da epiderme ter sido considerada igual à temperatura média da compressa de gelo (4,5°C) pode justificar os baixos valores de temperatura encontrados, visto que essa condição somente seria possível se a resistência térmica de contato fosse nula.

Dentre todas as camadas avaliadas apenas o subcutâneo alcançou temperatura (média, mínima e final) dentro da faixa terapêutica recomendada pela literatura (13°C a 18°C). Enquanto os demais tecidos (adiposo, músculo, pericapsular, líquido sinovial e osso) obtiveram valores superiores a essa faixa. Resultados semelhantes a esse foram encontrados por Araújo (2006), que também verificou, durante o resfriamento da articulação do joelho de um cão, temperaturas (mínima e final) dentro da faixa terapêutica para a região subcutânea, e temperaturas superiores a essa faixa para os tecidos profundos (região pericapsular e cavidade intra-articular). Em contrapartida, assim como na presente simulação, a autora também encontrou

diminuição de até 5°C na temperatura dos tecidos profundos (pericapsular e cavidade intra-articular).

TABELA 4.5 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação unidimensional do resfriamento, realizada a partir da temperatura média de uma compressa de gelo ($T_{\text{média}} = 4,5^{\circ}\text{C}$).

Camadas	Temperatura ($^{\circ}\text{C}$)				
	Inicial	Média	Mínima	Diminuição mínima de temperatura*	Final ^a
Epiderme	34,90	5,48	5,27	29,63	5,28
Subcutâneo	35,50	16,91	14,86	20,64	14,84
Tecido adiposo	36,10	25,97	22,78	13,31	22,80
Tecido muscular	36,50	30,43	27,31	9,19	27,34
Pericapsular	35,20	33,87	31,36	3,84	31,40
Líquido sinovial	37,10	34,78	32,42	4,68	32,48
Osso	37,10	35,33	33,09	3,2	33,15

NOTA: ^aValor médio encontrado nos 60 segundos finais da simulação

*Os valores de diminuição mínima de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

O comportamento médio da temperatura ao longo do tempo das camadas simuladas pode ser observado nas FIGURAS 4.20 a 4.26.

Na FIGURA 4.20, é possível perceber que a temperatura da epiderme apresentou uma queda abrupta nos instantes iniciais do resfriamento. Resultado semelhante foi descrito por Palmer e Knight (1996), que também observaram uma diminuição rápida e imediata da temperatura da pele na região do tornozelo logo após o início da aplicação de gelo. Vale ressaltar que, durante todo o período de resfriamento do tecido, a temperatura da pele permaneceu, entretanto, dentro da faixa terapêutica, diferentemente do ocorrido na presente simulação. Nessa, a temperatura da pele se aproxima da temperatura do recurso térmico já nos instantes iniciais do resfriamento ($t < 200$ s).

Resultado diferente do encontrado no presente estudo foi observado por Ho *et al.* (1994). Os autores aplicaram uma bolsa de gelo com temperatura entre 0°C e 1°C sobre a superfície cutânea da articulação do joelho humano por 20 minutos. Ao término da aplicação, a superfície cutânea apresentou temperaturas em torno de 13,5°C. Apesar da temperatura final da pele ter ficado dentro da faixa terapêutica recomendada (10°C a 15°C), como as temperaturas dos tecidos profundos não foram mensuradas, não é possível concluir se eles também alcançaram a faixa adequada.

Assim como na simulação TU do aquecimento, observa-se que a temperatura do tecido adiposo (FIGURA 4.22) também se manteve inalterada nos instantes iniciais do resfriamento (“tempo morto”). Esse resultado, diferentemente do ocorrido na simulação TU do aquecimento, também pode ser notado no músculo e no líquido sinovial. Entretanto, em nenhuma das camadas em que a temperatura foi avaliada *in vivo* há a ocorrência do “tempo morto”. O fato dos dados experimentais utilizados para a comparação representarem o comportamento médio da temperatura das camadas avaliadas poderia justificar o ocorrido.

No trabalho realizado por Araújo (2009), no qual o comportamento da temperatura da articulação do joelho durante o resfriamento foi simulado utilizando um modelo análogo ao de resistências elétricas, a ocorrência do tempo “morto” também foi observada.

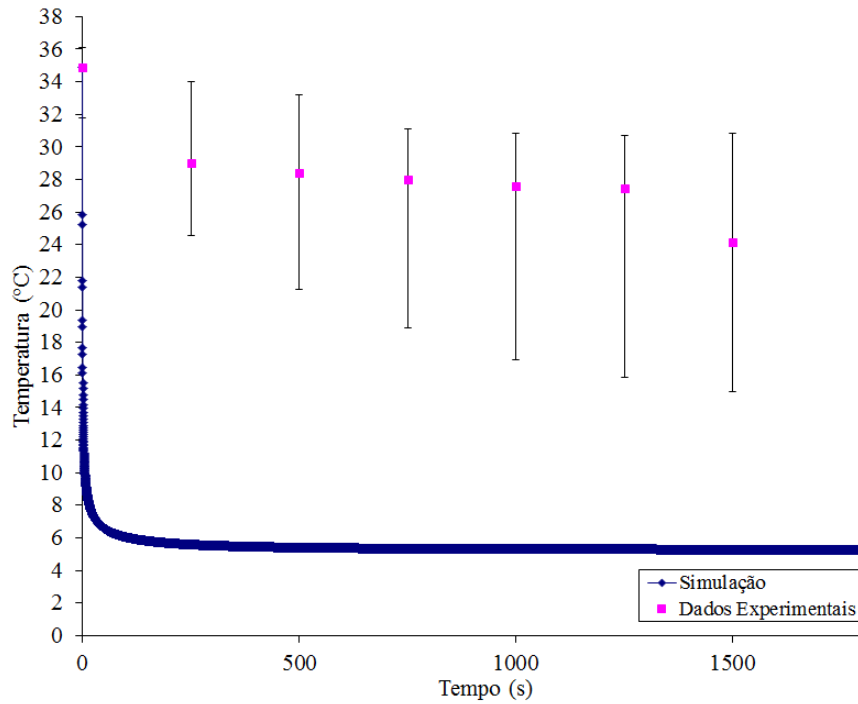


FIGURA 4.20 - Comportamento da temperatura média da epiderme com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

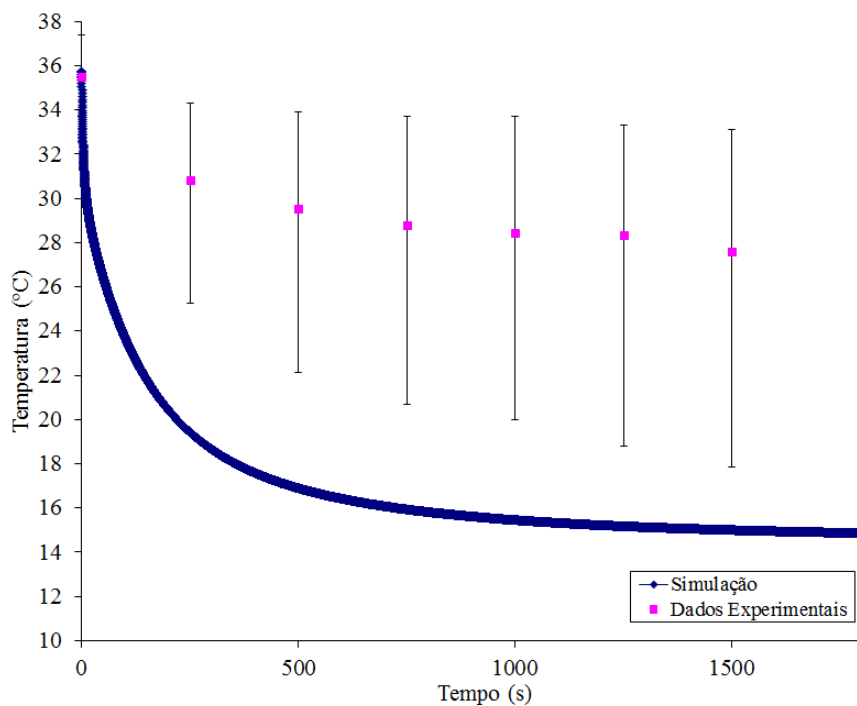


FIGURA 4.21 - Comportamento da temperatura média do subcutâneo com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

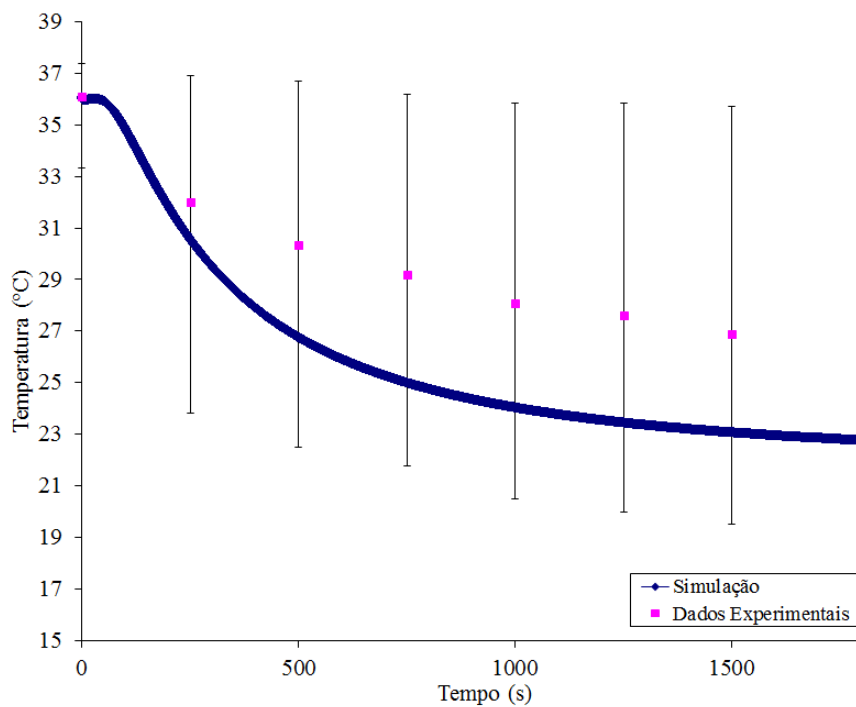


FIGURA 4.22 - Comportamento da temperatura média do tecido adiposo com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

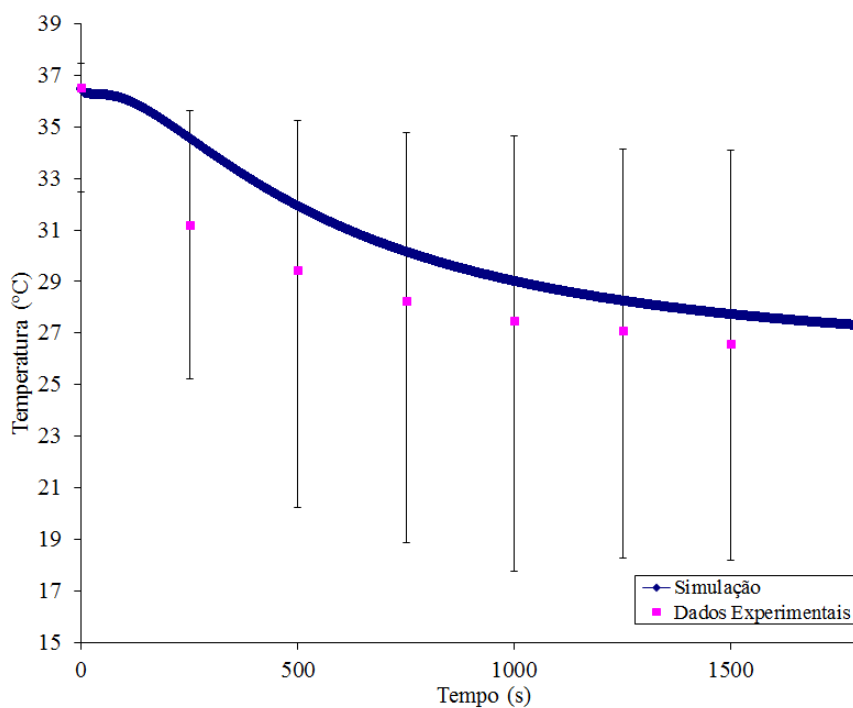


FIGURA 4.23 - Comportamento da temperatura média do músculo com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

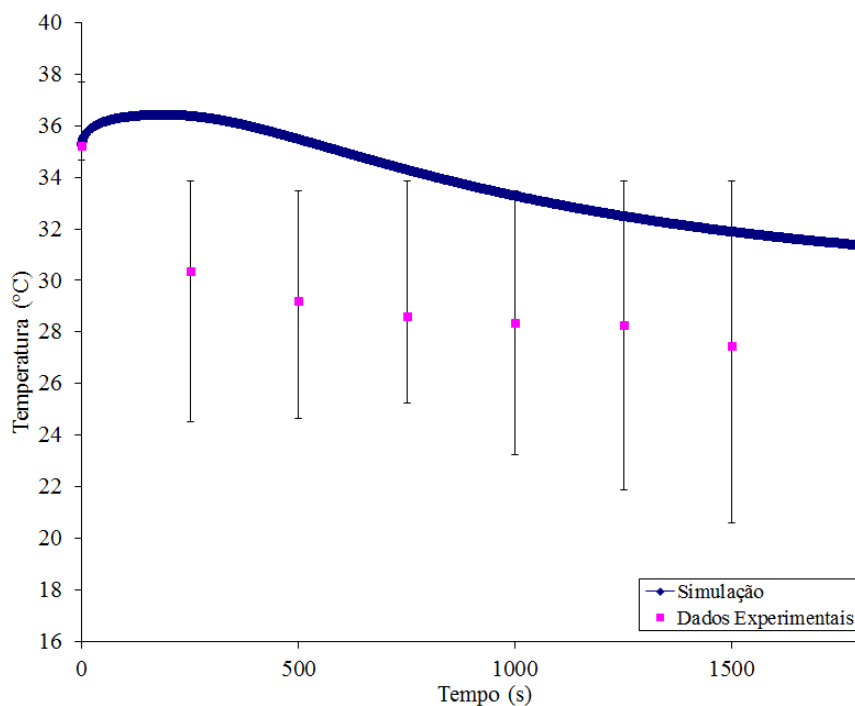


FIGURA 4.24 - Comportamento da temperatura média da região pericapsular com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

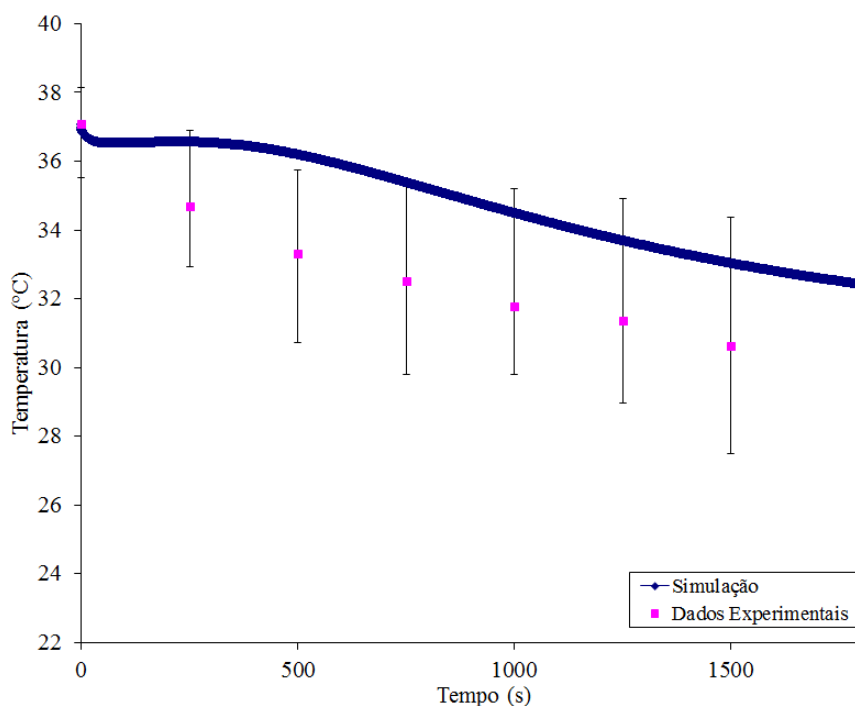


FIGURA 4.25 - Comportamento da temperatura média do líquido sinovial com o tempo - simulação do resfriamento. (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

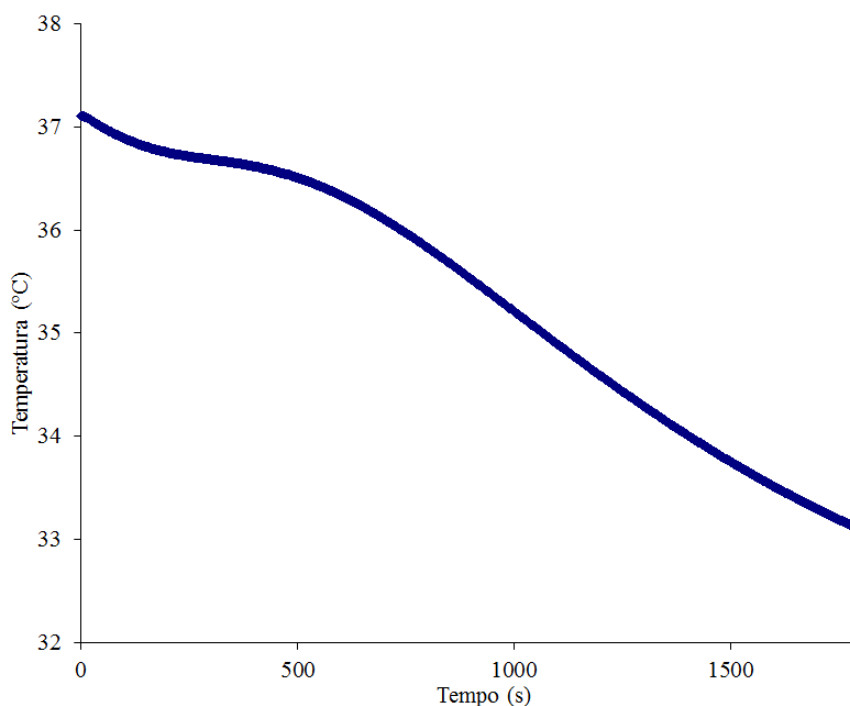


FIGURA 4.26 - Comportamento da temperatura média do osso com o tempo - simulação do resfriamento.

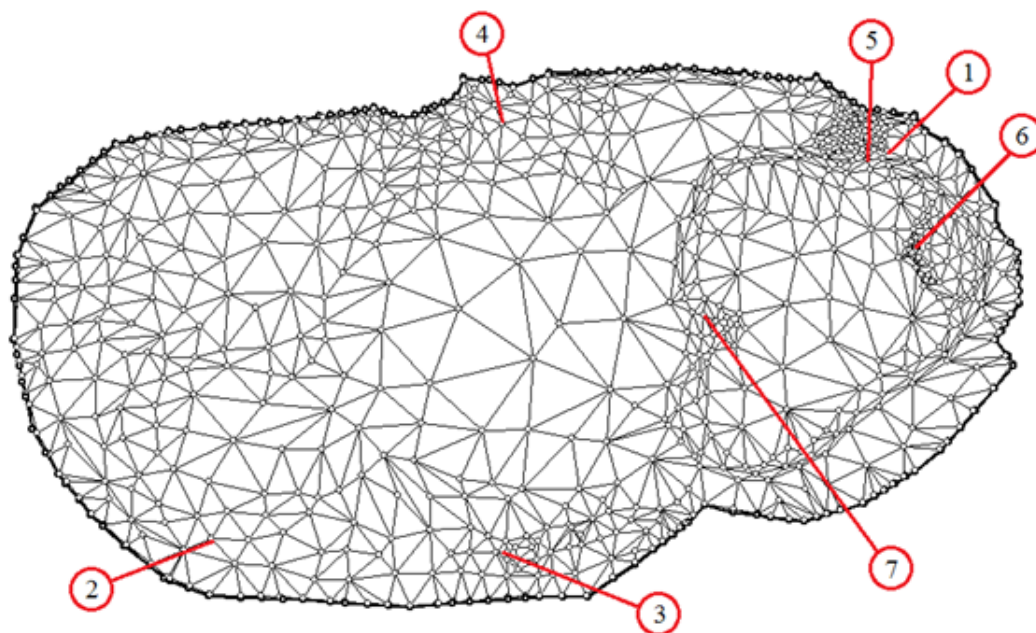
Na TABELA 4.6, é mostrada a diferença percentual média encontrada entre os resultados da simulação do resfriamento e os dados experimentais. A comparação entre os resultados experimentais e a simulação unidimensional do resfriamento mostrou uma diferença relevante entre eles. Portanto, essa simulação não se mostrou adequada para representar o comportamento da temperatura nos tecidos vivos durante o processo de resfriamento terapêutico.

TABELA 4.6 - Diferença percentual média (%) entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação do resfriamento para as camadas teciduais do joelho canino.

Camadas	Diferença percentual média (%)
Epiderme	36,1
Subcutâneo	27,5
Tecido adiposo	11,0
Músculo	5,6
Pericapsular	15,8
Líquido sinovial	6,6
Média	17,1

4.2.2 Simulações bidimensionais

Para a simulação bidimensional da transferência de calor durante os processos de aquecimento e resfriamento, uma malha com 859 nós e 1560 elementos foi gerada sobre domínio representativo da articulação do joelho canino (FIGURA 4.27). Os números em destaque correspondem aos pontos nos quais as temperaturas calculadas foram comparadas com as dos dados experimentais.



1 - Subcutâneo; 2 - Tecido adiposo; 3 - Músculo medial; 4 - Músculo lateral; 5 - Região Pericapsular; 6 - Região Femorotibial; 7 - Região dos ligamentos cruzados

FIGURA 4.27 - Malha utilizada para a obtenção do campo de temperaturas.

4.2.2.1 Aquecimento

A- Simulação TB

Os resultados da simulação bidimensional do aquecimento, baseada no pressuposto que a temperatura da face externa do domínio escolhido era igual à temperatura média da manta térmica (57,6°C) (simulação TB), podem ser vistos na TABELA 13. É possível observar que em todas as camadas avaliadas, com exceção da mais interna (ligamentos cruzados), as temperaturas (média, máxima e/ou final) ficaram

acima do limite recomendado para o aquecimento terapêutico. Esses resultados assemelham-se aos observados na simulação 1 U, que também considerou a temperatura média da manta térmica como condição de contorno. Mais uma vez, a utilização da temperatura média da manta térmica como condição de contorno na epiderme poderia justificar as altas temperaturas observadas.

TABELA 4.7 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação TB, realizada a partir da temperatura média da manta térmica ($T_{\text{média}} = 57,6^{\circ}\text{C}$).

Camadas	Temperatura ($^{\circ}\text{C}$)				
	Inicial	Média	Máxima	Elevação máxima de temperatura*	Final ^a
Subcutâneo	35,50	46,16	48,08	12,58	48,07
Tecido adiposo	36,10	44,94	47,15	11,05	46,13
Músculo medial	35,10	44,06	46,48	11,38	46,47
Músculo lateral	36,50	45,89	48,18	11,68	48,17
Pericapsular	35,20	44,21	46,42	11,22	46,41
Femorotibial	37,10	44,77	47,27	10,17	47,26
Ligamentos cruzados	37,10	38,71	40,41	3,31	40,39

NOTA: ^a Média dos valores encontrados nos 60 segundos finais da simulação

*Os valores de elevação máxima de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento médio da temperatura das camadas simuladas pode ser observado nas FIGURAS 4.28 a 4.34. Apesar das altas temperaturas encontradas, nota-se que com exceção a região dos ligamentos cruzados, o comportamento da temperatura simulada aproxima-se ao dos dados experimentais. Assim, como ocorrido na simulação TU, nos instantes iniciais do processo de aquecimento há uma elevação abrupta da temperatura na maioria das camadas. Exceção se faz à temperatura dos ligamentos cruzados, cuja queda inicial pode estar relacionada às variações locais decorrentes dos

efeitos dos parâmetros fisiológicos (perfusão sanguínea e metabolismo) uma vez que, devido à profundidade dessa estrutura, o aumento da temperatura em resposta a fonte térmica de calor não pode ser observado nos instantes iniciais.

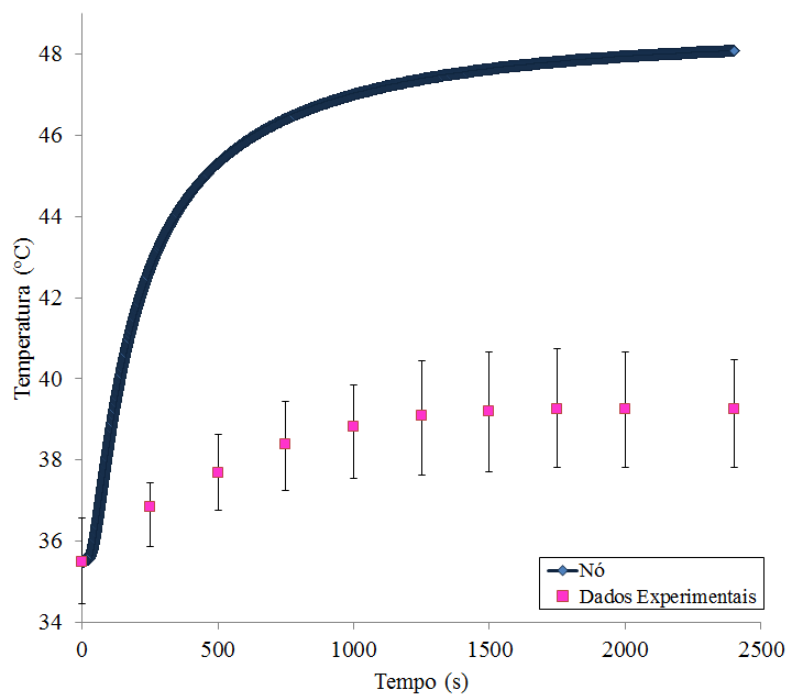


FIGURA 4.28 - Comportamento da temperatura do subcutâneo com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

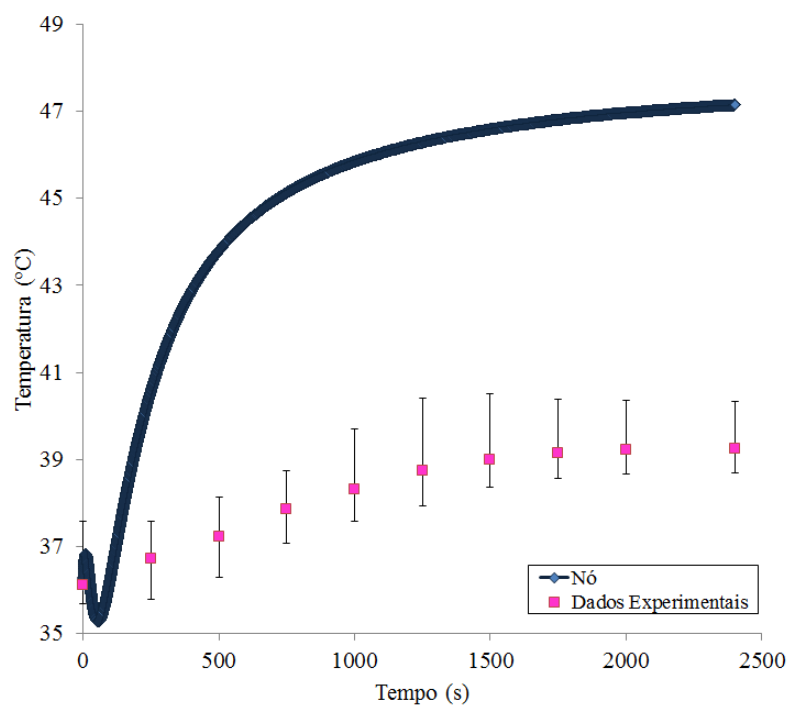


FIGURA 4.29 - Comportamento da temperatura do tecido adiposo com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,095$ m; $y = 0,06$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo)

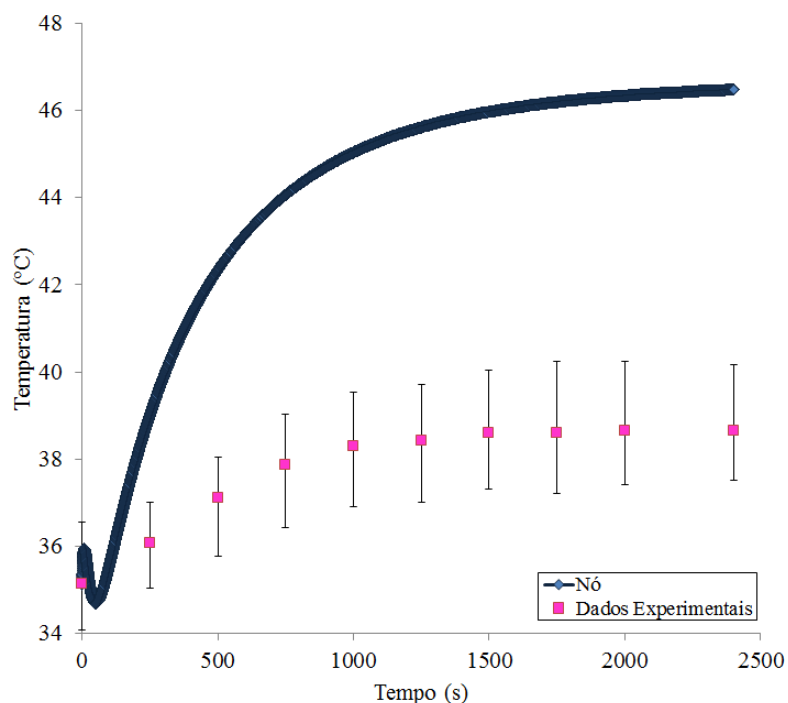


FIGURA 4.30 - Comportamento da temperatura da musculatura medial com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,166$ m; $y = 0,05$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

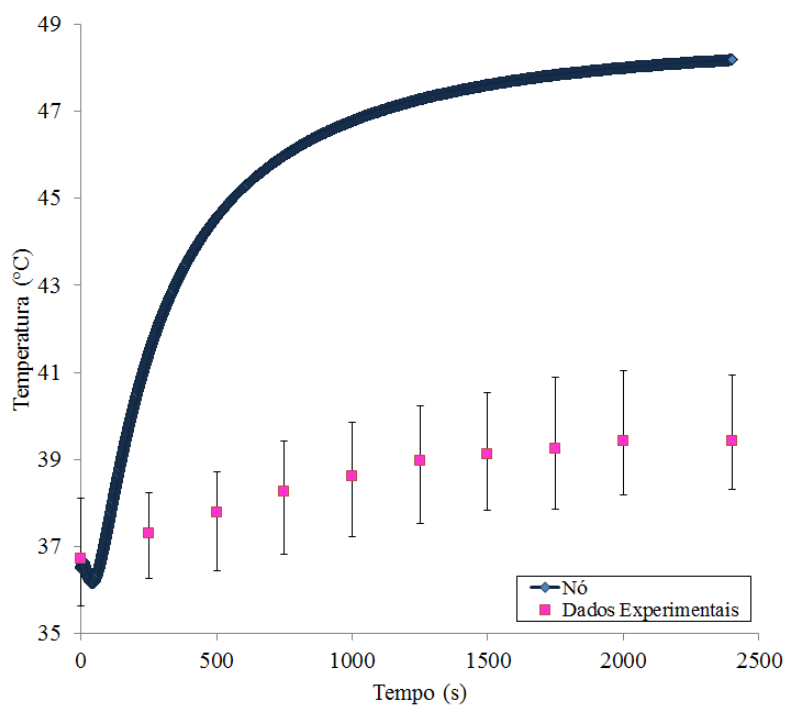


FIGURA 4.31 - Comportamento da temperatura da musculatura lateral com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,167$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

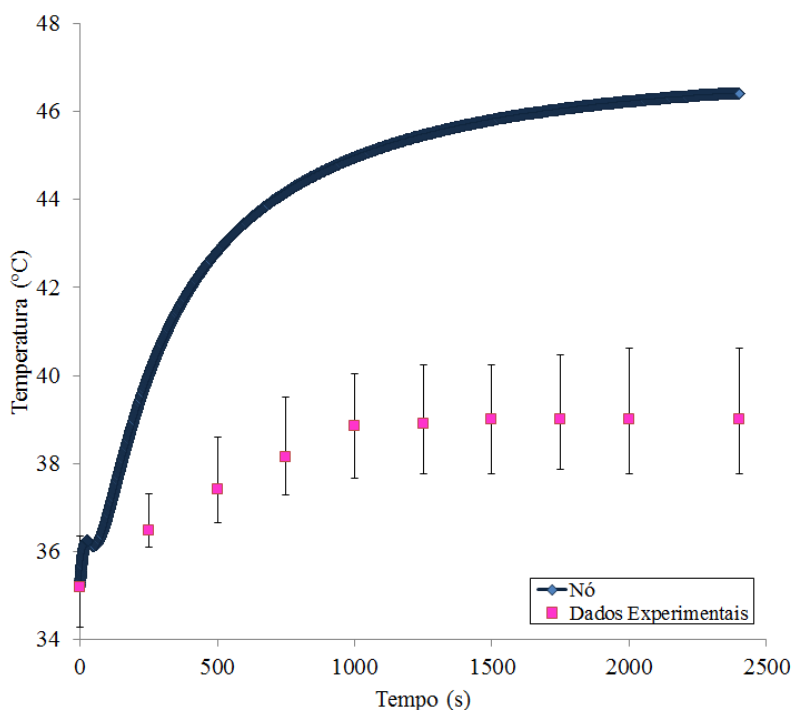


FIGURA 4.32 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,13$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

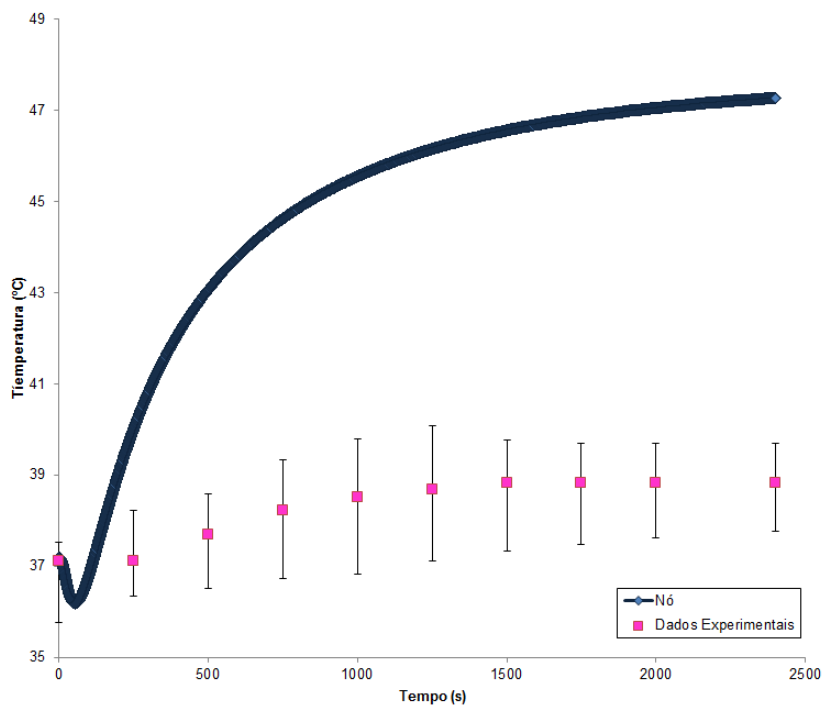


FIGURA 4.33 - Comportamento da temperatura da região femorotibial com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,246$ m; $y = 0,12$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

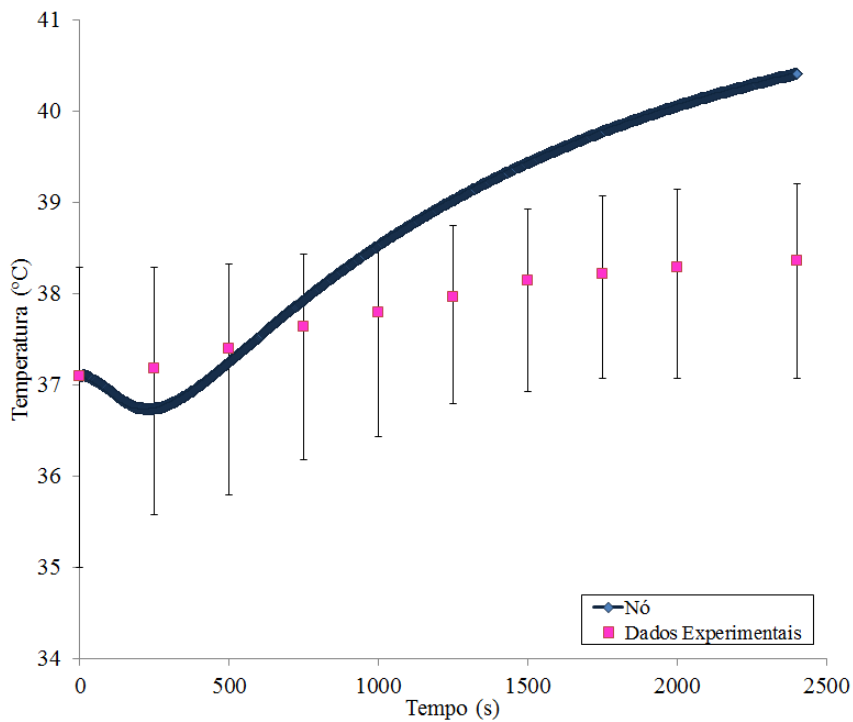


FIGURA 4.34 - Comportamento da temperatura da região dos ligamentos cruzados com o tempo - simulação TB. (Simulação em $x = 0,211$ m; $y = 0,08$). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

Na TABELA 4.8, mostra-se a diferença percentual média encontrada entre a simulação TB e os dados experimentais. Pode-se observar que as diferenças encontradas são maiores do que 5%, exceto para a região dos ligamentos cruzados. Apesar da pequena diferença nesta camada (2,5%), é visível, na FIGURA 4.34 que o comportamento da temperatura simulada difere do comportamento dos dados experimentais, principalmente a partir de $t > 1500$ s.

Diferentemente do esperado, ao comparar os resultados da presente simulação com a simulação TU (TABELA 4.2) pode-se notar que os resultados para o músculo, a região pericapsular e o líquido sinovial (representado pela região femorotibial na simulação bidimensional) apresentaram uma diferença percentual média com relação ao resultado experimental maior do que a encontrada na simulação TU. O fato das camadas citadas estarem localizadas mais profundamente em relação ao ponto no qual elas foram realmente medidas pode causar uma menor variação da temperatura nesses tecidos e, portanto, justificar os resultados encontrados.

Os valores de diferença percentual média superiores a 5 % demonstraram que essa simulação não representou adequadamente o processo de transferência de calor na articulação do joelho canino durante o aquecimento terapêutico.

TABELA 4.8 - Diferença percentual média entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação do aquecimento para as camadas teciduais do joelho canino.

Camadas	Diferença percentual média (%)
Subcutâneo	18,7
Tecido adiposo	16,6
Músculo medial	17,4
Músculo lateral	18,0
Pericapsular	14,6
Femorotibial	16,0
Ligamentos cruzados	2,5
Média	14,8

B – Simulação QB

Os resultados encontrados na simulação 2, baseada na consideração que a epiderme recebeu todo o fluxo de calor proveniente da manta térmica ($q_x'' = 215,7 \text{ W m}^{-2}$), estão sumarizados na TABELA 4.9. Como pode ser visto, a temperatura dos tecidos subcutâneo e adiposo ficaram aquém da zona terapêutica recomendada para a obtenção dos efeitos fisiológicos do aquecimento (40 a 45°C). Porém, é possível observar que, com exceção dos ligamentos cruzados, o qual teve uma elevação muito baixa da temperatura (0,43°C), os tecidos profundos permaneceram dentro da faixa de elevação indicada para essas estruturas (5°C a 6°C) (LOW; REED, 2001).

Resultados semelhantes a esses foram encontrados por Araújo (2006), ao aplicar duas bolsas térmicas com temperatura média de 76,7°C na articulação do joelho de um cão. Nesse estudo, a temperatura de todas as camadas avaliadas (pele, subcutâneo, pericapsular e cavidade intra-articular) ficou aquém do limite inferior recomendado (40°C). Mesmo fora da faixa terapêutica de 40°C a 45°C, a região pericapsular teve uma elevação superior (9,1°C) à indicada para tecidos profundos. A temperatura da cavidade intra-articular (3,3°C), entretanto, permaneceu dentro do recomendado para essa região.

Weinberger *et al.* (1989) avaliaram o comportamento da temperatura da pele e da cavidade intra-articular durante o aquecimento superficial da articulação do joelho de humanos. Para isso, uma bolsa térmica com temperatura de 42°C foi aplicada por 30 min. Nesse estudo, assim como na simulação QB, a temperatura da cavidade intra-articular também não foi elevada à zona terapêutica.

Em geral, os resultados da simulação QB foram os que mais se aproximaram dos dados experimentais. Na TABELA 4.10, é possível visualizar a comparação entre esses dados. Nota-se que apenas a temperatura máxima simulada difere da experimental, com essa última sendo mais elevada em todas as camadas. Os valores mais baixos observados na temperatura máxima simulada podem estar relacionados aos parâmetros termofísicos e fisiológicos utilizados para a simulação, principalmente o fluxo sanguíneo, o qual parece estar superestimado. Araújo (2009), referência utilizada para a determinação dos parâmetros usados nas simulações, também destaca tal fato em seu estudo.

TABELA 4.9 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação QB, realizada a partir do fluxo de calor médio da manta térmica ($q_{x''} = 215,7 \text{ Wm}^{-2}$).

Camadas	Temperatura (°C)				
	Inicial	Média	Máxima	Elevação máxima de temperatura*	Final ^a
Subcutâneo	35,50	38,53	39,64	4,14	39,63
Tecido adiposo	36,10	38,35	39,67	3,57	39,66
Músculo medial	35,10	37,80	39,08	3,98	39,07
Músculo lateral	36,50	38,56	39,74	3,24	39,72
Pericapsular	35,20	38,15	39,19	3,99	39,18
Femorotibial	37,10	38,30	39,43	2,33	39,42
Ligamentos cruzados	37,10	37,06	37,53	0,43	37,52

NOTA: ^a Valor médio encontrados nos 60 segundos finais da simulação

*Os valores de elevação máxima de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

TABELA 4.10 - Comparação das temperaturas (média, máxima e final) encontradas durante a simulação QB (Simul QB) e os dados experimentais (Exp) do estudo de Araújo (2009).

Camadas	Temperatura (°C)					
	Média		Máxima		Final	
	Simul QB	Exp	Simul QB	Exp	Simul QB	Exp
Subcutâneo	38,53	38,2	39,64	40,5	39,63	39,2
Tecido adiposo	38,35	38,2	39,67	40,6	39,66	39,2
Músculo medial	37,80	37,9	39,08	40,8	39,07	38,7
Músculo lateral	38,56	38,4	39,74	40,1	39,72	39,4
Pericapsular	38,15	38,0	39,19	40,6	39,18	39,0
Femorotibial	38,30	38,3	39,43	40,0	39,42	38,8
Ligamentos cruzados	37,06	37,7	37,53	39,1	37,52	38,3

O comportamento médio da temperatura com o tempo em todas as camadas simuladas pode ser visto nas FIGURAS 4.35 a 4.41. Assim como nas demais simulações, na simulação QB foi possível observar que a temperatura nos estágios iniciais do aquecimento permaneceu inalterada (caracterizando o tempo morto – FIGURA 4.38) ou oscilou, aumentando ou diminuindo (caracterizando os efeitos dos parâmetros fisiológicos durante os instantes iniciais em que a elevação da temperatura decorrente do recurso térmico não pode ser observada nos tecidos profundos – FIGURAS 4.39, 4.40 e 4.41).

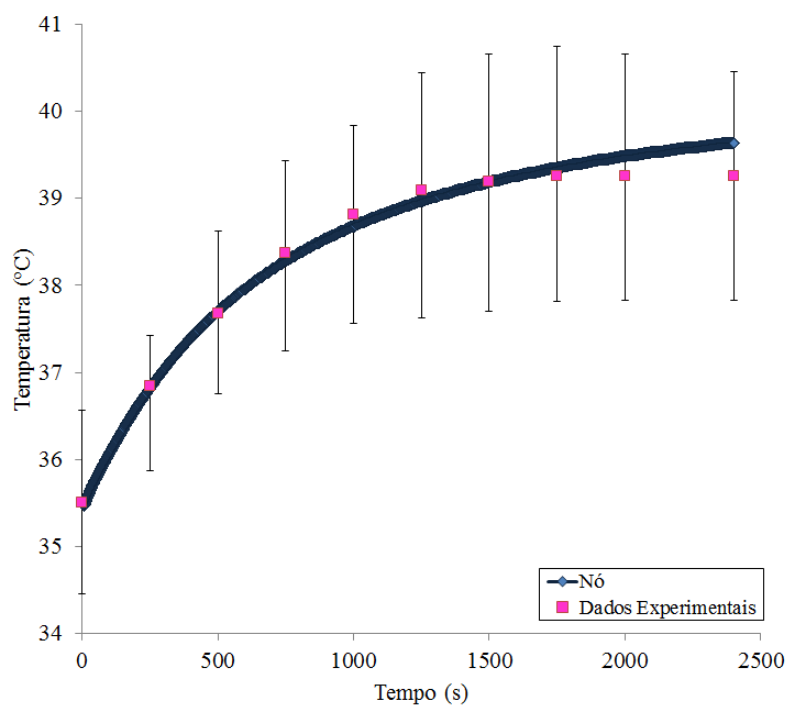


FIGURA 4.35 - Comportamento da temperatura do subcutâneo com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

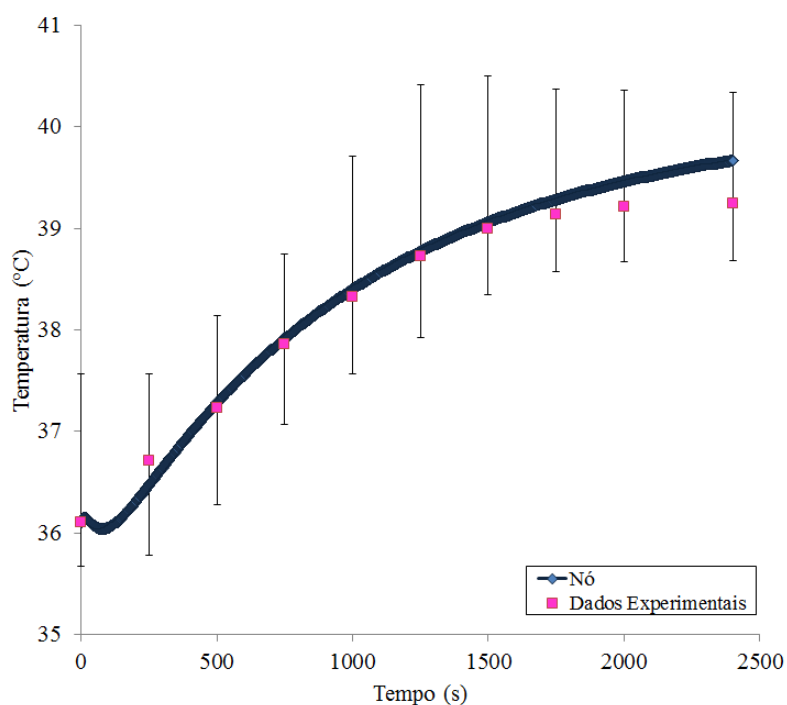


FIGURA 4.36 - Comportamento da temperatura do tecido adiposo com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,095$ m; $y = 0,06$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

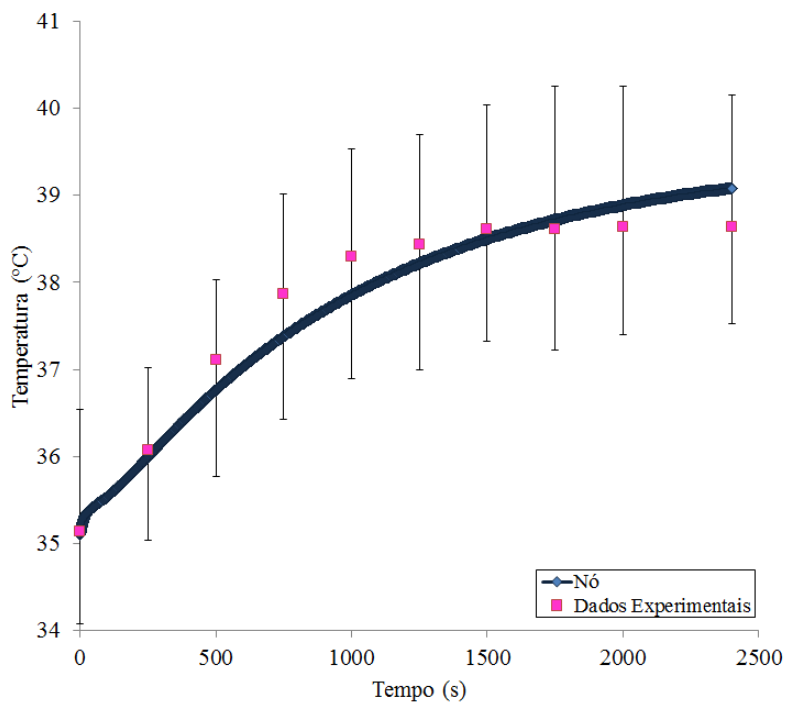


FIGURA 4.37 - Comportamento da temperatura da musculatura medial com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,166$ m; $y = 0,05$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

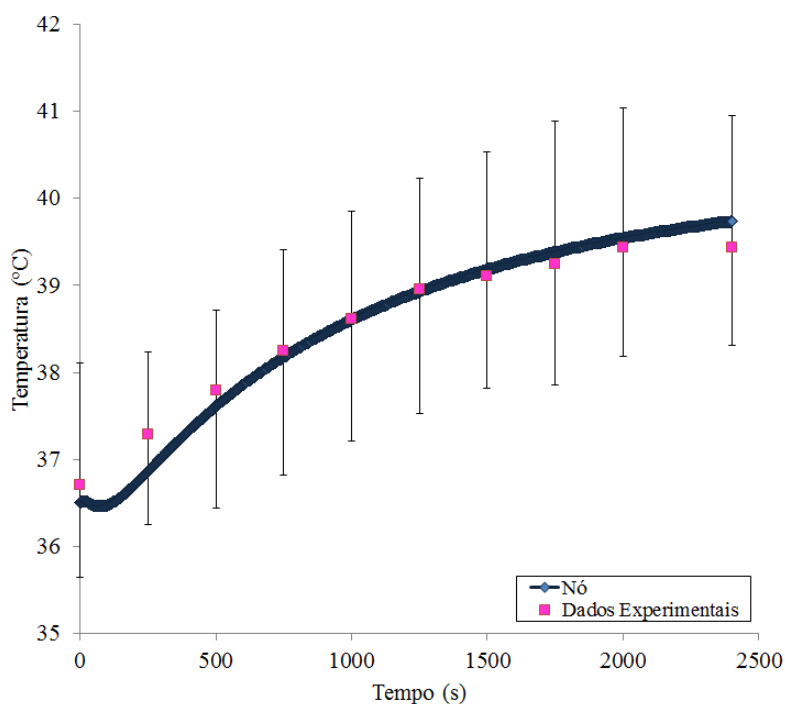


FIGURA 4.38 - Comportamento da temperatura da musculatura lateral com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,167$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

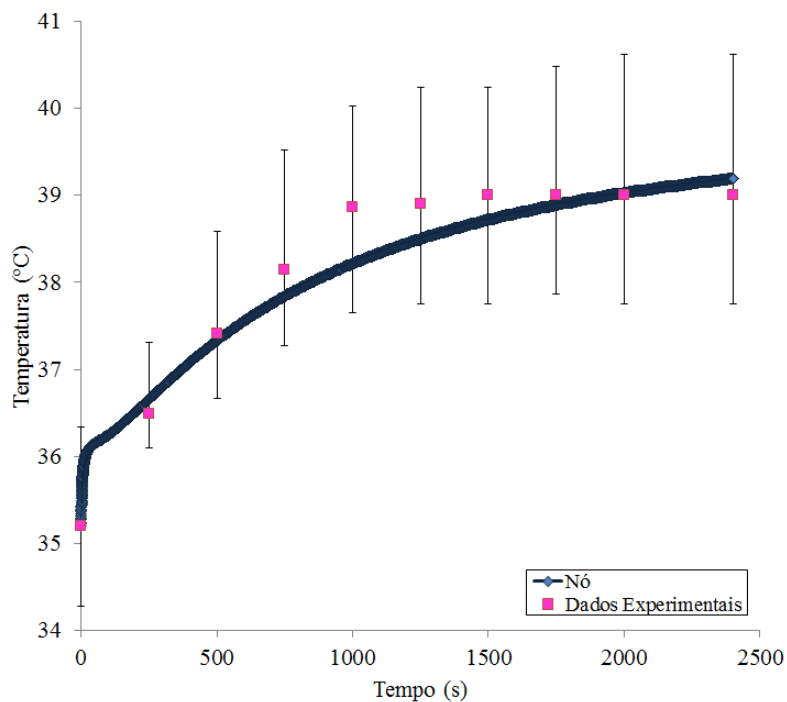


FIGURA 4.39 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,13$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

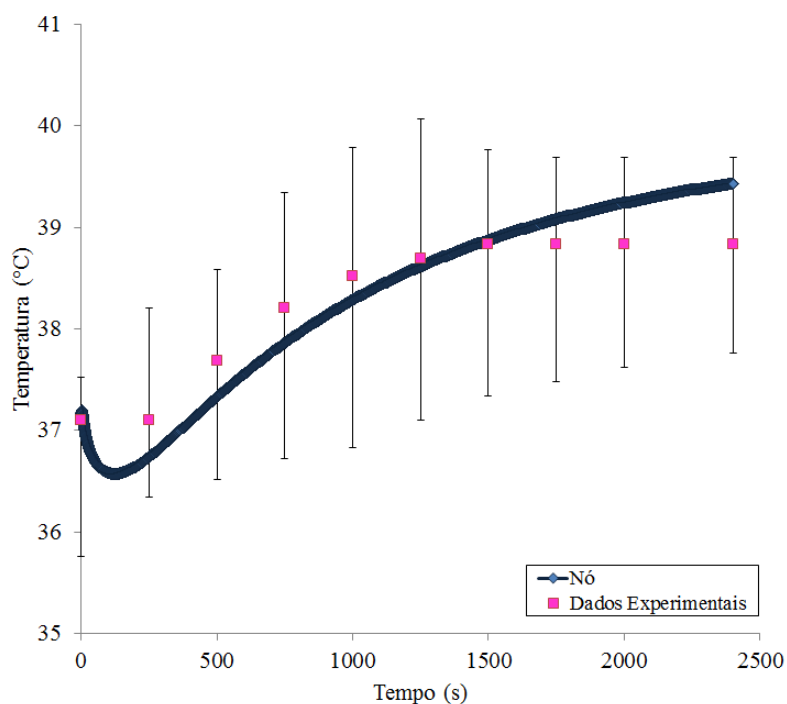


FIGURA 4.40 - Comportamento da temperatura da região femorotibial com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,246$ m; $y = 0,12$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

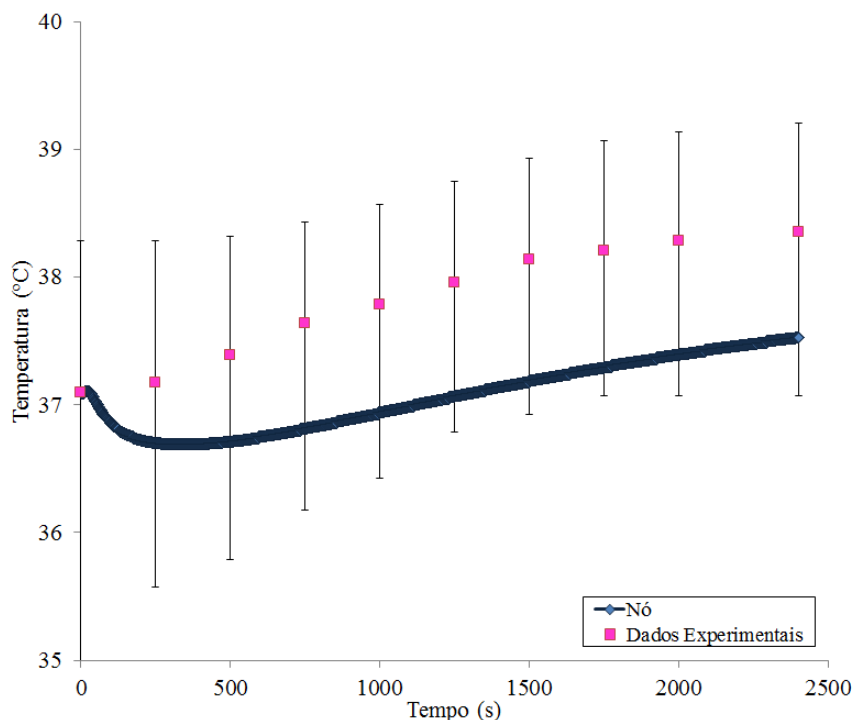


FIGURA 4.41 - Comportamento da temperatura dos ligamentos cruzados com o tempo - simulação QB. (Simulação em $x = 0,211$ m; $y = 0,08$). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

Ao comparar o comportamento da temperatura entre as simulações QB e QU (FIGURAS 4.12 a 4.18), pode-se observar que o músculo, a região pericapsular e o líquido sinovial (representado pela região femorotibial na simulação QB) apresentaram temperaturas inferiores às do estudo experimental e às da simulação QB. Esse comportamento, conforme citado anteriormente, pode estar relacionado à localização mais profunda desses tecidos nas simulações unidimensionais.

Apresentam-se na FIGURA 4.42 as isolinhas de temperatura na articulação do joelho no instante final ($t = 2400$ s) da simulação QB. É possível observar houve um aumento da temperatura, principalmente, nas regiões superficiais e que as estruturas mais profundas não foram atingidas. Esse fato era esperado, devido à distância entre essas estruturas e a fonte de calor e às resistências térmicas fornecidas pelas camadas mais superficiais.

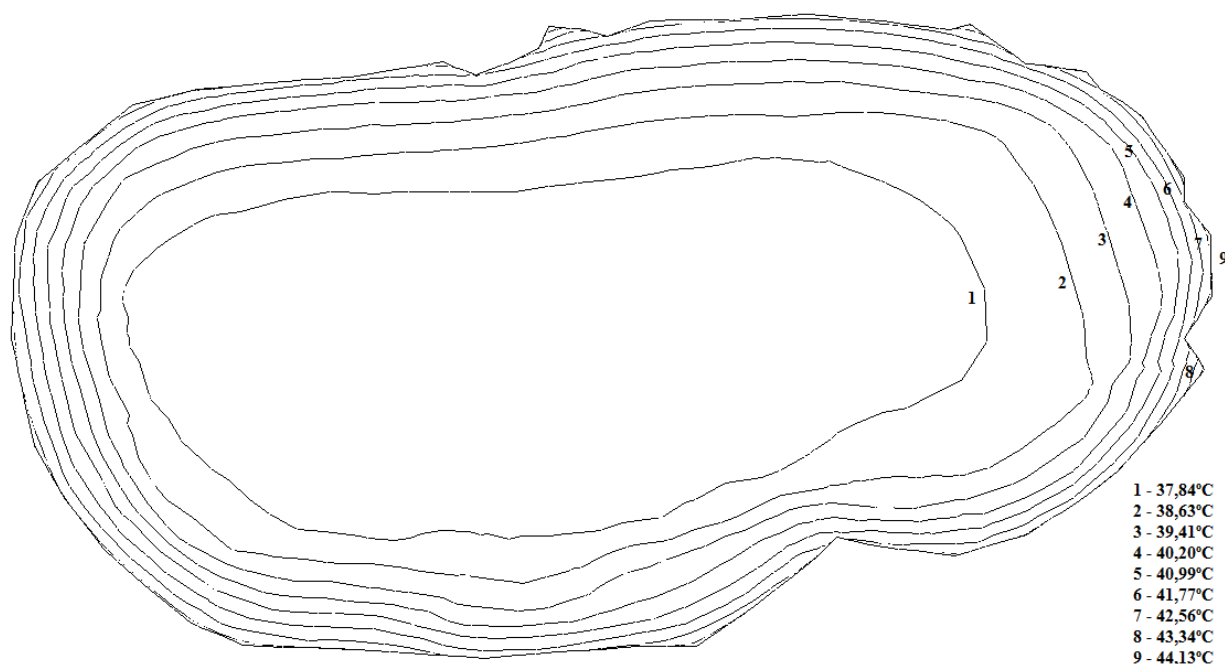


FIGURA 4.42 – Isolinhas de temperatura na articulação do joelho no instante final ($t = 2400$ s) da simulação QB.

Na TABELA 4.11, é possível observar que os resultados obtidos por meio da simulação QB demonstraram uma boa aproximação com os dados experimentais (diferença percentual média $< 1\%$). Comparando os resultados encontrados entre a simulação QB e a simulação QU (TABELA 4.4), pode-se notar que, apesar de ambas terem apresentado uma diferença percentual média inferior a 5 %, os valores de diferença percentual obtidos com a simulação QB foram melhores do que com a simulação QU.

Os baixos valores de diferença percentual encontrados, associados a semelhante variação local da temperatura simulada e experimental (FIGURAS 4.35 a 4.40), com exceção dos ligamentos cruzados (FIGURA 4.41), sugerem que este tipo de simulação pode ser interessante para a avaliação do comportamento da temperatura dos tecidos que envolvem o joelho canino durante o processo de aquecimento.

TABELA 4.11 - Diferença percentual média (%) entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação QB para as camadas teciduais do joelho canino.

Camadas	Diferença percentual média (%)
Subcutâneo	0,3
Tecido adiposo	0,4
Músculo medial	0,7
Músculo lateral	0,4
Pericapsular	0,6
Femorotibial	0,7
Ligamentos cruzados	1,9
Média	0,7

4.2.2.2 Resfriamento

Um resumo dos resultados encontrados para a simulação do resfriamento, baseada no pressuposto que a temperatura da face externa da epiderme era igual à temperatura média da compressa de gelo (4,5°C), pode ser visto na TABELA 4.12. Pode-se observar que, em nenhuma das camadas avaliadas, a temperatura atingiu a faixa terapêutica (13°C a 18°C) (LOW; REED, 2001; CHESTERTON *et al.*, 2002). Uma queda maior que 5 a 6°C pode ser evidenciada nos tecidos profundos, com exceção da região dos ligamentos cruzados (2,43°C). Resultados semelhantes foram encontrados por Araújo (2009). Na TABELA 4.13, é possível visualizar a comparação entre esses dados.

Bocobo *et al.* (1991) avaliou os efeitos do resfriamento tópico sobre a temperatura intra-articular do joelho canino. O comportamento da temperatura foi avaliado aos 5, 15 e 30 minutos de aplicação da compressa de gelo e uma diminuição de 2,2°C, 4,1°C e 6,5°C foi observada para esses tempos, respectivamente. Assim como no presente estudo, é possível notar que a temperatura da região intra-articular obteve uma queda um pouco maior do que o recomendado para os tecidos profundos.

TABELA 4.12 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação bidimensional do resfriamento, realizada a partir da temperatura média de uma compressa de gelo ($T_{\text{média}} = 4,5^{\circ}\text{C}$).

Camadas	Temperatura ($^{\circ}\text{C}$)				
	Inicial	Média	Mínima	Diminuição mínima de temperatura	Final ^a
Subcutâneo	35,50	29,55	26,39	9,11	26,42
Tecido adiposo	36,10	29,28	25,77	10,33	25,80
Músculo medial	35,10	25,21	22,51	12,59	22,52
Músculo lateral	36,50	32,75	29,81	6,69	29,85
Pericapsular	35,20	30,22	27,23	7,97	27,27
Femorotibial	37,10	31,70	27,53	9,57	27,59
Ligamentos cruzados	37,10	36,10	34,67	2,43	34,71

NOTA: ^a Média dos valores encontrados nos 60 segundos finais da simulação

*Os valores de diminuição mínima de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

TABELA 4.13 - Comparação das temperaturas (média, máxima e final) encontradas durante a simulação bidimensional do resfriamento e os dados experimentais (exp) do estudo de Araújo (2009).

Camadas	Temperatura (°C)					
	Média		Mínima		Final	
	Simul QB	Exp	Simul QB	Exp	Simul QB	Exp
Subcutâneo	29,55	29,1	26,39	26,70	26,42	27,1
Tecido adiposo	29,28	29,3	25,77	26,5	25,80	26,6
Músculo medial	25,21	24,9	22,51	22,0	22,52	22,1
Músculo lateral	32,75	32,4	29,81	30,3	29,85	30,4
Pericapsular	30,22	29,0	27,23	26,7	27,27	27,1
Femorotibial	31,70	28,3	27,53	26,2	27,59	26,5
Ligamentos cruzados	36,10	35,6	34,67	34,6	34,71	34,7

O comportamento médio da temperatura ao longo do tempo nas camadas simuladas pode ser observado nas FIGURAS 4.43 a 4.49.

É possível notar que, assim como em todas as simulações realizadas, as variações da temperatura foram diferentes entre as regiões avaliadas. Pardasani e Adlakha (1995) relataram que a temperatura não é igual e nem igualmente mantida em nenhum tecido corporal. Segundo a literatura, as diferentes propriedades termofísicas e fisiológicas dos tecidos são as principais responsáveis pelas variações de temperatura locais encontradas (COHEN, 1977).

Na maioria das camadas, as maiores diferenças observadas entre os dados simulados e os dados experimentais estão presentes nos estados iniciais do processo de resfriamento.

A elevação da temperatura observada em $t < 200$ s no subcutâneo, no tecido adiposo e na região pericapsular é um fenômeno não esperado em processos de resfriamento. Segundo a literatura, a temperatura de estruturas superficiais, como as acima citadas, tende a cair abruptamente em resposta à aplicação de modalidades crioterápicas sobre a superfície da pele (PALMER; KNIGHT, 1996). Esse

comportamento pode estar relacionado, mais uma vez, aos efeitos do metabolismo e da perfusão sanguínea.

Nas demais regiões simuladas, com exceção a musculatura medial, observa-se que a temperatura em $t < 200$ s mantém-se constante, representando o “tempo morto”. De acordo com Havenith (2001), as características físicas individuais podem influenciar o comportamento da temperatura e, conseqüentemente, na ocorrência do “tempo morto”. Talvez por essa razão, esse fenômeno não tenha sido observado nas curvas experimentais, já que as mesmas representam o comportamento médio da temperatura.

A partir de $t > 800$ s nota-se que o comportamento da temperatura na maioria das camadas simuladas é bastante semelhante ao dos dados experimentais.

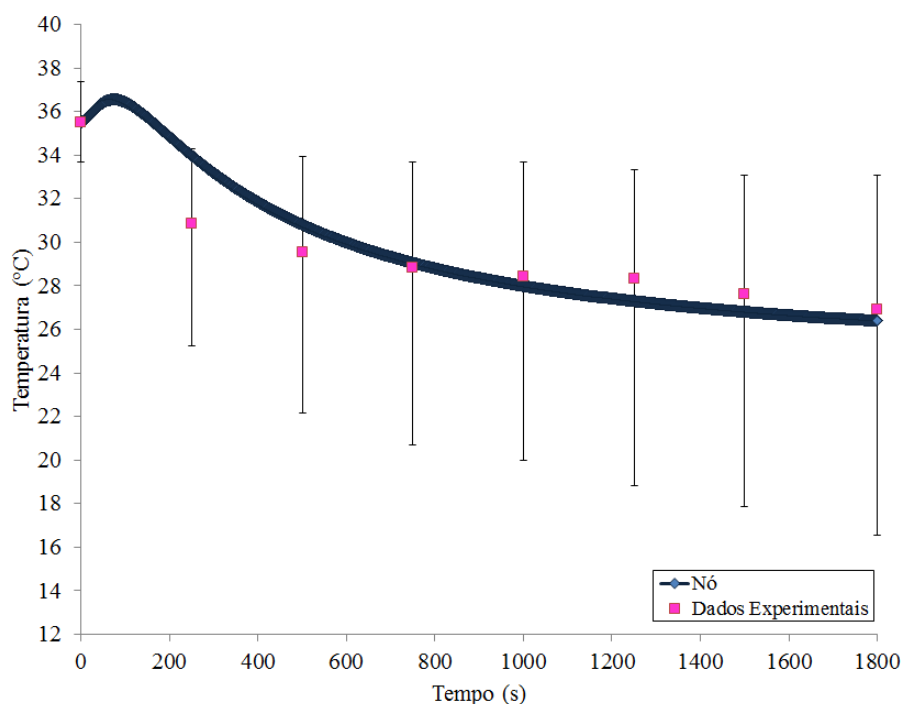


FIGURA 4.43 - Comportamento da temperatura do subcutâneo com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

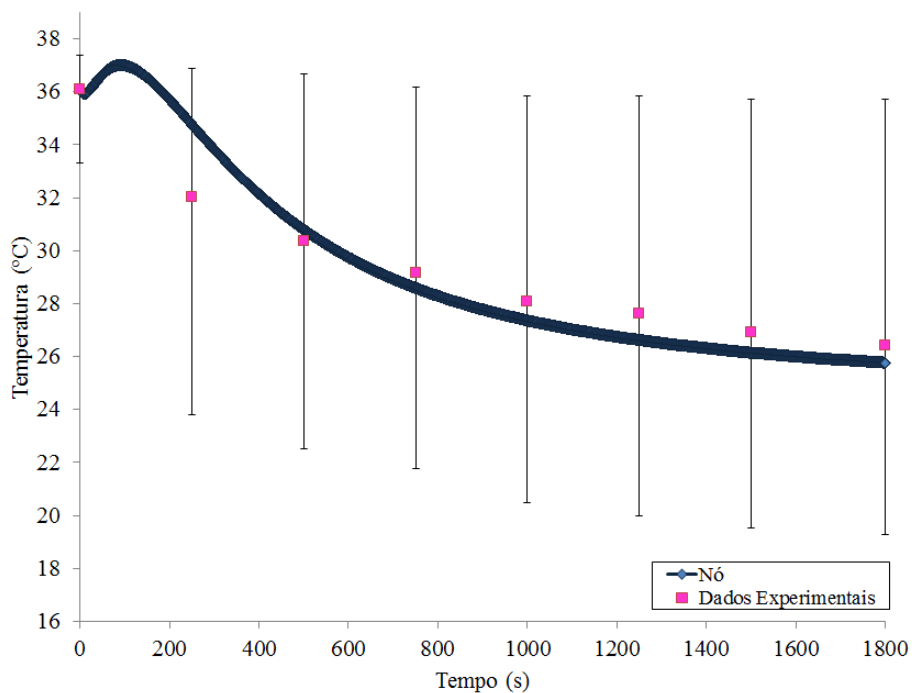


FIGURA 4.44 - Comportamento da temperatura do tecido adiposo com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,095$ m; $y = 0,06$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

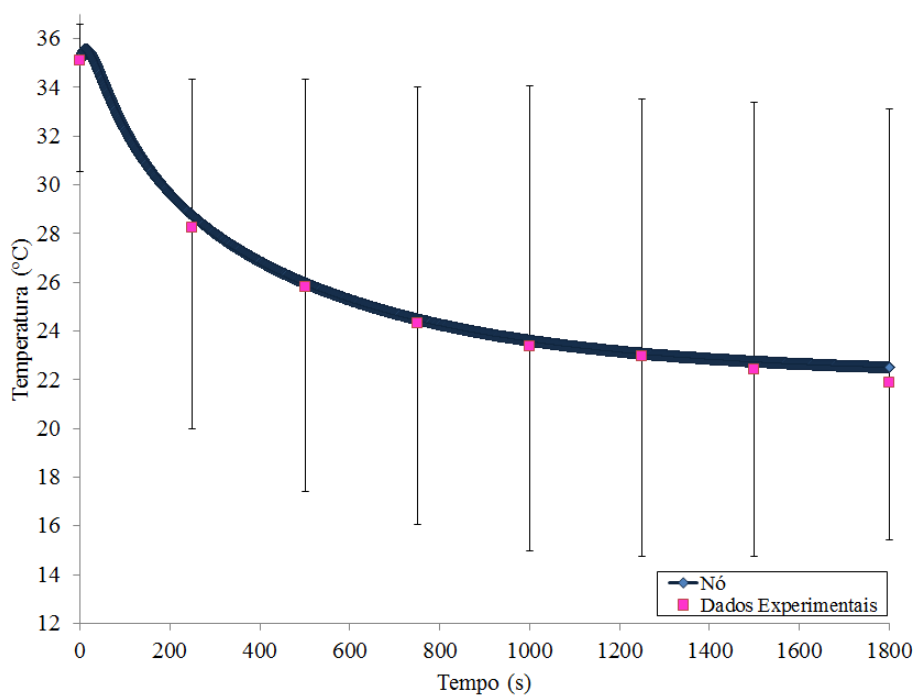


FIGURA 4.45 - Comportamento da temperatura da musculatura medial com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,166$ m; $y = 0,05$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

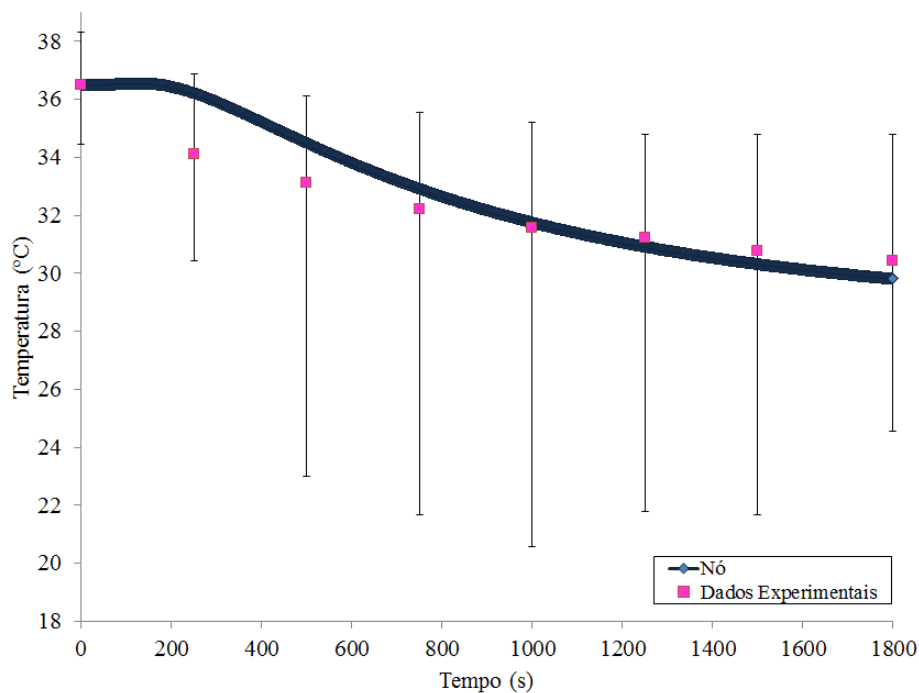


FIGURA 4.46 - Comportamento da temperatura da musculatura lateral com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,167$ m; $y = 0,14$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

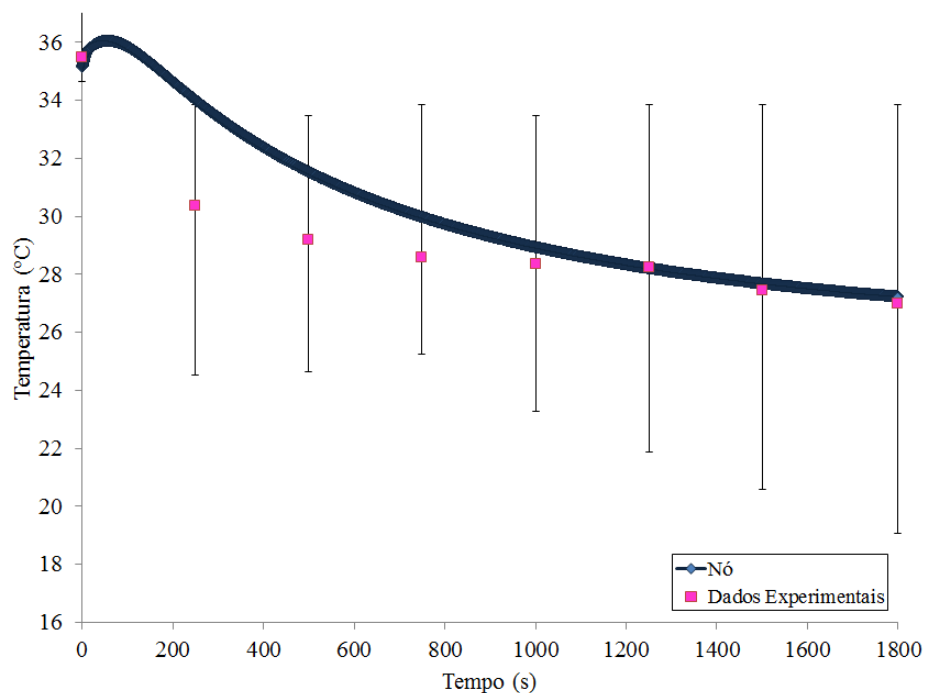


FIGURA 4.47 - Comportamento da temperatura da região pericapsular com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,248$ m; $y = 0,13$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

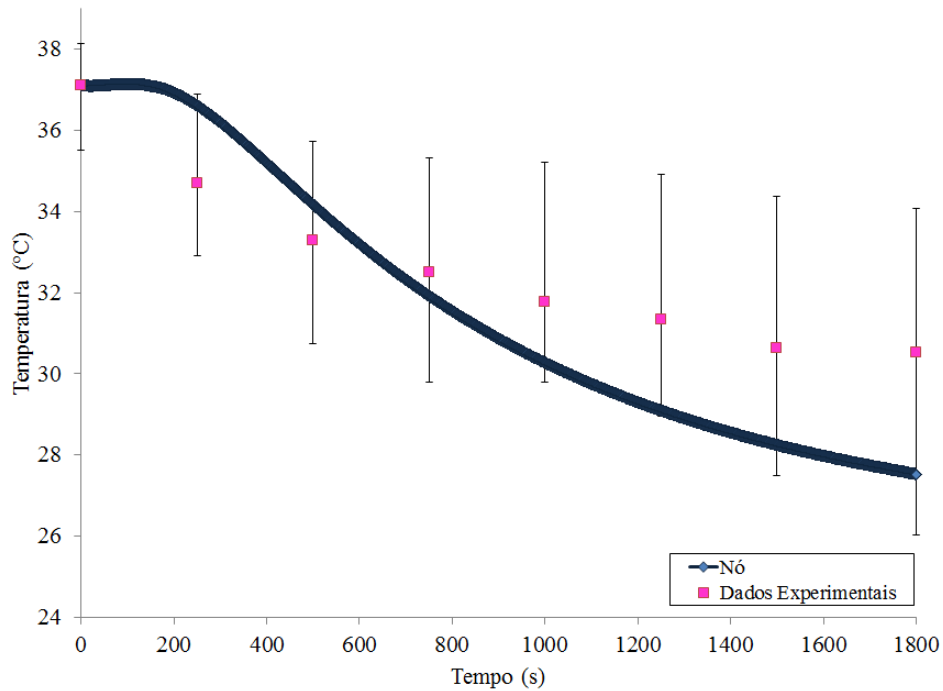


FIGURA 4.48 - Comportamento da temperatura da região femorotibial com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,246$ m; $y = 0,12$ m). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

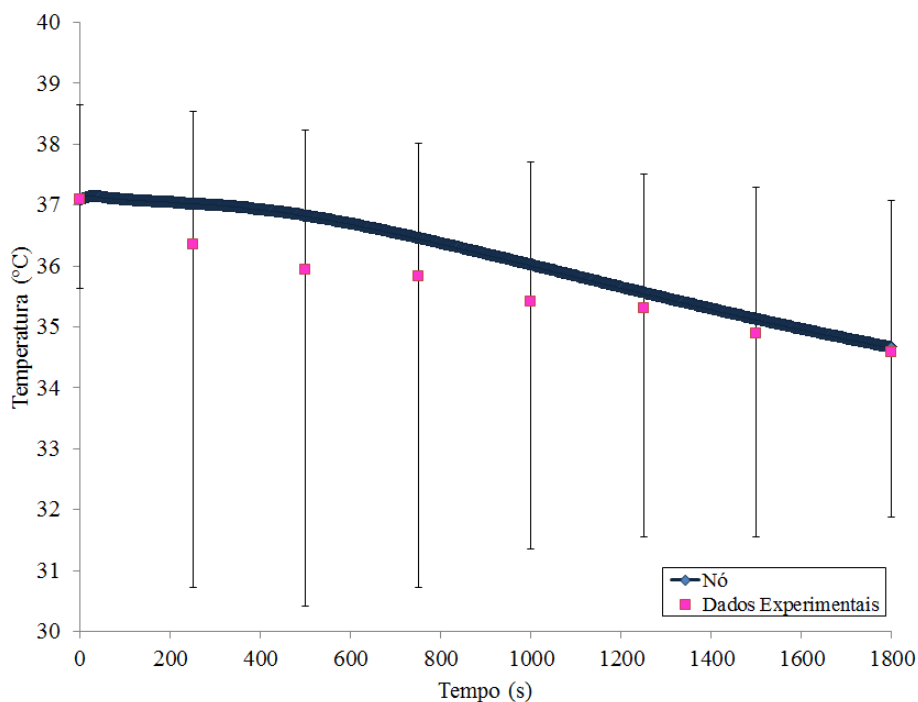


FIGURA 4.49 - Comportamento da temperatura dos ligamentos cruzados com o tempo - simulação do resfriamento. (Simulação em $x = 0,211$ m; $y = 0,08$). (As barras de erro representam o maior e o menor valor de temperatura encontrado em cada instante de tempo nos cães participantes do estudo).

Ao comparar a presente simulação com a simulação unidimensional do resfriamento, é possível notar que nessa última o músculo, e as regiões pericapsular e femorotibial apresentaram temperaturas mais elevadas que as do experimento e as da simulação bidimensional do resfriamento. Esse fato, mais uma vez, pode ser justificado pela localização mais profunda (em relação ao ponto no qual as temperaturas foram mensuradas na realidade) desses tecidos na simulação unidimensional.

São apresentadas na FIGURA 4.50 as isolinhas de temperatura na articulação do joelho canino no instante final ($t = 1800$ s) do processo de resfriamento. Observa-se que, dos instantes iniciais até os instantes finais, houve um aumento da profundidade atingida pelo resfriamento, chegando a diminuir a temperatura de parte da cavidade intra-articular. Com as isolinhas de temperatura, também é possível perceber que os tecidos logo abaixo da epiderme atingiram temperaturas próximas as do recurso térmico ($4,5^{\circ}\text{C}$), o que não é recomendado pela literatura (LOW e REDD, 2001). Esse fato pode ser justificado, mais uma vez, pela consideração de contato perfeito entre a compressa de gelo e a epiderme.

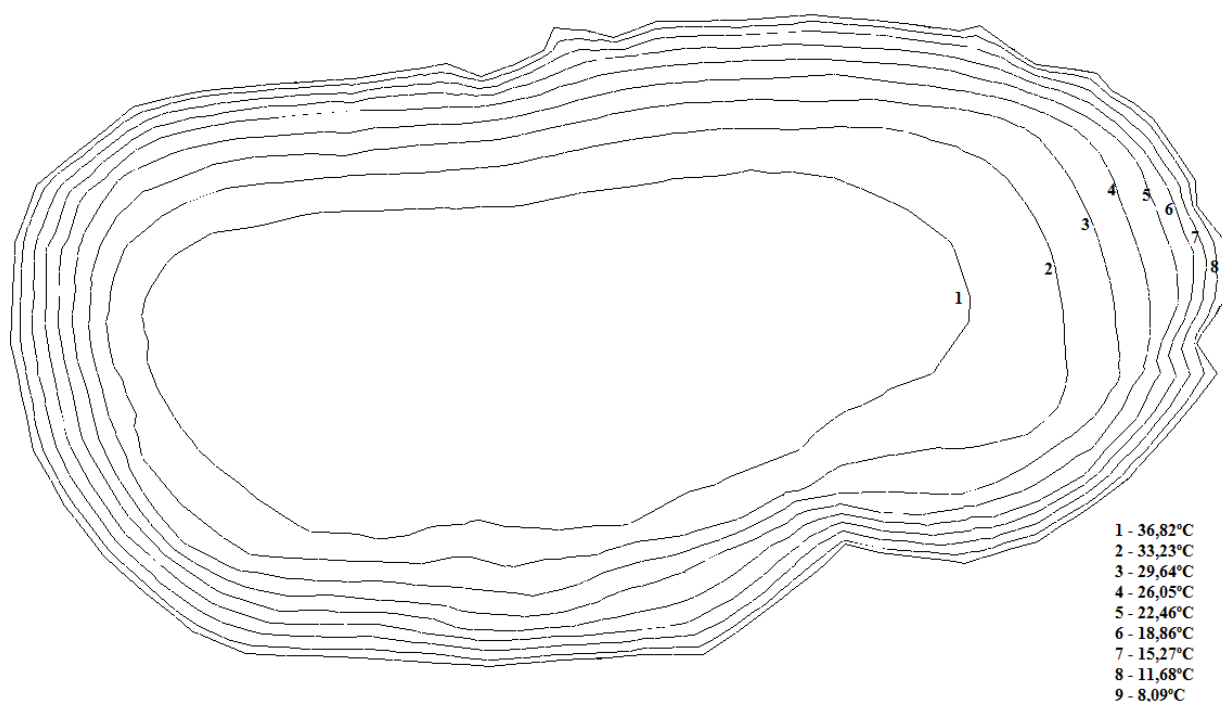


FIGURA 4.50 - Isofaixas de temperatura na articulação do joelho canino no instante final ($t = 1800$ s) do resfriamento.

Na TABELA 4.14, é possível observar as diferenças percentuais médias entre as temperaturas experimentais e simuladas. Em todas as camadas essa diferença

foi menor do que 5%. Entretanto, por meio das isolinhas de temperatura foi possível notar que a região externa da articulação apresentou temperaturas inferiores à recomendada (8,09°C). Segundo a literatura, temperaturas inferiores a 10°C podem gerar danos, temporários ou permanentes, por congelamento tecidual. Entretanto, visto que a resistência térmica de contato existente entre a compressa de gelo e a epiderme não foi considerada, é esperado que a temperatura real seja superior ao encontrado. Além disso, ao se comparar os resultados da simulação unidimensional (TABELA 4.6) com os da presente simulação (TABELA 4.14) pode-se perceber que essa última apresentou uma melhor aproximação com os dados experimentais. Esse fato sugere, portanto, que a simulação bidimensional do resfriamento pode servir como auxílio para novas simulações do processo de transferência de calor na articulação.

TABELA 4.14 - Diferença percentual média entre as temperaturas experimentais e as temperaturas da simulação bidimensional do resfriamento para as camadas teciduais do joelho canino.

Camadas	Diferença percentual média (%)
Subcutâneo	3,1
Tecido adiposo	4,1
Músculo medial	3,2
Músculo lateral	2,1
Pericapsular	3,5
Femorotibial	5,0
Ligamentos cruzados	1,0
Média	3,1

4.3 Considerações finais

Nas recentes décadas, a simulação computacional vem tendo um grande destaque não somente na engenharia, como também nas ciências da saúde. O baixo custo, a facilidade em alterar os parâmetros que envolvem o problema, o menor consumo de tempo e a capacidade de prever os resultados de forma não invasiva são alguns dos fatores que têm atraído à atenção e feito com que essa ferramenta cresça em importância e utilidade. Desta forma, as simulações têm sido de grande valia na compreensão e solução de uma gama de problemas da área da saúde.

Apesar disso, na fisioterapia são raros os trabalhos que utilizam dessa técnica para auxiliar na aplicação dos tratamentos térmicos e, assim, aperfeiçoar e assegurar os resultados desejados.

O presente estudo realizou simulações computacionais da transferência de calor nos diversos tecidos que fazem parte da articulação do joelho durante as situações transientes de aquecimento e resfriamento terapêuticos. Os efeitos de perfusão sanguínea e metabolismo foram incorporados ao problema, conforme o modelo proposto por Pennes. Um *software* baseado na técnica de elementos finitos foi utilizado para a solução dessa equação. As simulações unidimensionais e bidimensionais realizadas foram comparadas com dados experimentais a fim de se analisar a aplicabilidade das mesmas na análise dos processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos.

De maneira geral, as simulações do aquecimento com fluxo de calor aproximaram-se mais dos dados experimentais. Isso pode ser justificado pelo fato da consideração de fluxo de calor como condição de contorno considerar a condução de calor que ocorre entre a manta térmica e a pele, diferentemente da condição de contorno de temperatura fixa. Apesar dos bons resultados encontrados com as simulações, algumas diferenças encontradas devem ser levadas em consideração.

A consideração de um contato perfeito entre os recursos utilizados e a epiderme pode ser uma das justificativas para as diferenças encontradas entre as simulações e os dados experimentais. Dentre as condições de contorno avaliadas no presente trabalho (temperatura da manta térmica e da compressa de gelo e fluxo de calor da manta térmica) a condição de fluxo de calor, por considerar a condução de calor através da manta térmica, foi mais adequada para representar a transferência de calor na articulação. Apesar dessa condição não levar em consideração as perdas de calor para o ambiente, o fato do ar não ser um bom condutor minimizaria o impacto dessa perda.

É válido ressaltar que as medidas experimentais estão sujeitas a erros devido à dificuldade de controle de diversos parâmetros. Segundo Júnior e Sousa (2008), para que uma medição seja realizada sem erros, seriam necessários: 1 – um sistema de medição perfeito; 2 – um ambiente controlado e perfeitamente estável; 3 – um operador perfeito e 4 – que a grandeza medida tivesse um valor único, perfeitamente definível e estável. Entretanto, na prática não é comum essas condições acontecerem isoladamente

e muito menos simultaneamente. Desta forma, em menor ou maior escala, sempre haverá um erro de medição, o qual pode justificar as diferenças encontradas.

Os parâmetros termofísicos (condutividade térmica, calor específico e etc.) e fisiológicos (metabolismo e perfusão sanguínea), vinculados ao processo de biotransferência de calor, são bastante discrepantes na literatura. Essas diferenças demonstram que ainda existem incertezas na medida experimental desses parâmetros. Desta forma, a aproximação equivocada de qualquer um dos valores das propriedades utilizadas pode ter sido um dos fatores responsáveis pelas diferenças encontradas. Segundo Cui e Barbanel (1990 e 1991), dos parâmetros fisiológicos e termofísicos, a perfusão sanguínea e a condutividade térmica são os que mais influenciam o comportamento e as respostas térmicas. Elas têm influência significativa no comportamento da resposta isolante em relação à elevação da temperatura, no tempo para se alcançar o equilíbrio e nos diferentes valores do perfil de temperatura da região avaliada (LIMA *et al.*, 2006).

A não inclusão das alterações do fluxo sanguíneo em resposta ao aumento ou diminuição da temperatura também pode justificar algumas das diferenças encontradas. De acordo com a literatura, o aumento (vasodilatação) e a diminuição do fluxo sanguíneo (vasoconstrição) afetam fortemente a temperatura da pele devido às alterações na taxa de troca do sangue com o meio interno (ARENS; ZHANG, 2006). Durante o aquecimento, o aumento da condutância abaixo da superfície da pele, ocasionado pelo incremento do fluxo sanguíneo, facilita a transferência de calor do meio interno para o meio externo. Em contrapartida, durante o resfriamento, a diminuição da condutância pela supressão do fluxo sanguíneo impede que o calor seja transferido do interior para a superfície do corpo.

Apesar de ter-se encontrado algumas diferenças entre os resultados experimentais e os das simulações realizadas com o *software* FEHT, as simulações foram bastante válidas para avaliar e compreender a distribuição da temperatura nos tecidos biológicos durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. Uma vez que as simulações demonstraram uma boa aproximação com os dados experimentais (erros menores que 5%), elas podem ser um importante passo para a avaliação não invasiva da eficácia dos recursos térmicos.

Além disso, as simulações realizadas também podem ser utilizadas para fins

didáticos, uma vez que a falta de conhecimento sobre as respostas térmicas dos tecidos alvos e as divergências de informações na literatura têm feito com que os recursos termoterápicos sejam erroneamente utilizados e conseqüentemente desprezados pelos profissionais da fisioterapia.

5 CONCLUSÕES

Com o trabalho realizado foi possível simular, unidimensionalmente e bidimensionalmente, a transferência de calor na articulação do joelho canino durante o aquecimento e o resfriamento terapêuticos.

Ambas as simulações utilizadas para verificação do *software* FEHT demonstraram boa aproximação com a solução analítica, confirmando, portanto, que o *software* reproduz adequadamente o fenômeno transferência de calor nos tecidos perfundidos.

A condição de contorno de fluxo de calor apresentou bons resultados, tanto na simulação unidimensional, quanto na bidimensional. Esse fato sugere que essa condição seja a mais apropriada para representar o processo de transferência de calor na articulação durante o processo de aquecimento.

A simulação unidimensional QU, a simulação bidimensional QB e a simulação bidimensional do resfriamento obtiveram uma melhor aproximação com os dados experimentais *in vivo*.

Em nenhuma das simulações do aquecimento, que obtiveram diferença percentual média menor do que 5%, a faixa terapêutica recomendada (40°C-45°C) foi alcançada. Da mesma forma, na simulação bidimensional do resfriamento a faixa terapêutica de 13°C a 18°C também não foi alcançada. Entretanto o aumento e a diminuição de 5 a 6°C nos tecidos profundos foram observados na simulação bidimensional do aquecimento (fluxo de calor) e do resfriamento, respectivamente.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

- 1- Simular a transferência de calor utilizando novos parâmetros de fluxo sanguíneo. A perfusão sanguínea é uma das propriedades que mais influenciam o comportamento da temperatura dos tecidos. Uma vez que os valores dessa propriedade variam amplamente na literatura, a análise de outros valores pode auxiliar na redução dos erros encontrados nas simulações.
- 2- Simular a transferência de calor em outras articulações. Por meio das simulações realizadas, foi possível observar que os recursos térmicos utilizados, principalmente a manta térmica, não foram eficazes em elevar a temperatura das estruturas mais profundas da articulação do joelho à zona terapêutica. A simulação dos processos de aquecimento e resfriamento em diferentes articulações pode, portanto, demonstrar aos profissionais da área da saúde os locais nos quais os recursos utilizados serão realmente efetivos.
- 3- Simular a utilização de outros métodos de aquecimento e resfriamento utilizados na prática clínica da fisioterapia. A avaliação do comportamento da temperatura dos tecidos frente à aplicação de outros recursos pode auxiliar na determinação do método mais eficaz para o aquecimento e resfriamento dos tecidos localizados mais profundamente.
- 4- Realizar um estudo paramétrico variando a espessura das camadas avaliadas. Desta forma, o impacto da espessura dos tecidos (principalmente o tecido adiposo) no aquecimento e no resfriamento, pode ser avaliado.
- 5- Tratar o problema em três dimensões, de forma a avaliar os efeitos da distribuição não homogênea dos tecidos no aquecimento e resfriamento da articulação do joelho canino.
- 6- Realizar simulações incorporando os efeitos de controle realizados pelo sistema termorregulatório, uma vez que o aumento e a diminuição do fluxo sanguíneo facilitam a perda ou o armazenamento do calor através do aumento ou diminuição da condutância abaixo da superfície da pele, respectivamente.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGGARWAL, Y.; KARAN, B.M.; DAS, B.N.; SINHA, R.K. Prediction of heat-illness symptoms with the prediction of human Vascular Response in Hot Environment Under Resting Condition. **Journal of Medical System**. v.32, p.167-176, 2008.

AIRAKISINEN, O.V. *et al.* Efficacy of cold gel for soft tissue injuries: A prospective randomized double-blinded trial. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 31, n. 5, p. 680-684, 2003.

ALLEN, R.J., Physical Agents Used in the Management of Chronic Pain by Physical Therapists. **Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North América**. v.17, p.315–345, 2006

AMINI, A.N.; EBBINI, E.S.; GEORGIU, T.T. Noninvasive estimation of tissue temperature via high-resolution spectral analysis techniques. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. v.52, n.2, p. 221-228, 2005.

ANDREWS, J.R; HARRELSON, G.L; WILK, K.E. **Reabilitação física das lesões desportivas**. Guanabara Koogan. 2ª edição, 2010.

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.

ARENS, E.; ZHANG, H. The skin's role in human thermoregulation and comfort. **Center for Environmental Design Research**. p.559-603, 2006.

ARKIN, H.; XU, L.; HOLMES, K. R. Recent developments in modeling heat transfer in blood perfused tissues. **IEEE Journal Biomedical Engineering**, v. 41, p. 97-107, 1994.

BAYLISS, L.E. **Living control systems**. London: English University Press, 1966.

BERGHEAU, J.M.; FORTUNIER, R. Finite Element Simulation of Heat Transfer. **Wiley InterScience**. 2008

BERNARD, C. **Introduction a l'étude de la médecine experimetnale**. Paris: Bailliere et Fiels, 1865.

BEZINGER, T.H. On physical heat regulation and the sense of temperature in man. **Proceedings of the National Academy of Science of the United States of América**. v. 45, n.4, p.645-59, 1959.

BIAZZOTTO, C. B. *et al.* Hipotermia no período peri-operatório. Artigo de revisão. **Revista Brasileira de Anestesiologia**. v.56, n.1, p.89-106, 2006.

BISSEL, J.H. Therapeutic Modalities in Hand Surgery. **The Journal of Hand Surgery**. v.24, n.3, 1999.

BLEAKLEY, C.; MCDONOUGH, S. MACAULEY, D. The use of ice in the treatment of acute soft-tissue injury: a systematic review of randomized controlled trials. **The American Journal of Sports Medicine**. v.32, n.1, p.251-261, 2004.

BLIGH, J. A physiological systems approach to human and mammalian thermoregulation: a theoretical consideration of the means whereby the mammalian core temperature is defended at a null zone. **Journal of Applied Physiology**. v.100, p.1332–1337, 2006.

BOCOBO, C. *et al.* The effect of ice on intra-articular temperature in the knee of dog. **American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 70, p.181-185, 1991.

BRAZ, J.R.C. Fisiologia da termorregulação normal. **Neurociências**. v.13, n.3, p.12-17, 2005.

BRINCK, H.; WERNER, J. The Thermal Effect Of Blood Flow In a Branching Countercurrent Network. Proceedings Of The Fifth Int. Conf On Environmental Ergonomics. **The Netherlands**. Maashichr: W.A. Lotens and G. Havenith, Nov. 1992.

BUGGY, D.J.; CROSSLEY, A.W.A. Thermoregulation, mild perioperative hypotermia and post-anaesthetic shivering. **British Journal of Anaesthesia**. v.84, n.5, p.615–628, 2000.

CABANAC, M. Temperature regulation. **Annual review of physiology**. v.37, p.415-439, 1975.

CAMARA, F.C. *et al.* Efeitos da utilização da crioterapia e do calor superficial na espasticidade de pacientes com lesão medular. **Revista Unorp**. v.4, n.12 p.7-23, 2005.

CAMERON, M.H; **Physical agents in rehabilitation: From research to practice**. Saunders. 3ª edição,2008.

CASTRO, W. *et al.* Effectiveness, safety, and acceptability of cryotherapy: a systematic literature review. **Alliance for Cervical Cancer Prevention (ACCP)**. 2003.

CHAU-BERLINCK, J.G. *et al.* Control of metabolic rate is a hidden variable in the allometric scaling of homeotherms. **The Journal of Experimental Biology**, v. 208, p. 1709-1716, 2005.

CHEN, M.M.; HOLMES, K.R. Microvascular contributions in tissue heat transfer. **Annals of the New York Academy of Sciences**, v. 335, p. 137-150, 1980.

CHENHUA, G.O.U.; RUIXIAN, C.A.I. An analytical solution of non-Fourier Chen-Holmes bioheat transfer equation. **Chinese Science Bulletin**. v. 50, n.23, p. 2791—2792, 2005.

CHESTERTON, L. S. *et al.* Skin temperature response to cryotherapy. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 83, p. 543-549, 2002.

CHO, Y.I. **Bioengineering heat transfer**, in: Advances in heat transfer. v. 22, Academic Press, 1992.

COHEN, M.L. Measurement of the thermal properties of human skin: A review. **The Journal of Investigative Dermatology**. v. 69, n.3, p.333-338, 1977.

COHN, B.T., DRAEGER, R.I., JACKSON, D.W. The effects of cold therapy in the postoperative management of pain in patients undergoing anterior cruciate ligament reconstruction. **American Journal of Sports and Medicine**. v. 17, p. 344-349, 1989.

COLLINS, C.M.; SMITH, M.B.; TURNER, R. Model of local temperature changes in brain upon functional activation. **Journal of Applied Physiology**. v.97, p.2051-2055, 2004.

COOPER, K.E. Molecular biology of thermoregulation. Some historical perspectives on thermoregulation. **Journal of Applied Physiology**. v.92, p.1717-1724, 2002.

CUI, Z.F.; BARBENEL, C.J. The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature: I. Resting and surface insulation. **Physics in Medicine and Biology**. v.35, n.12, p.1683-1697, 1990.

CUI, Z.F.; BARBENEL, C.J. The influence of model parameter values on the prediction of skin surface temperature: II. Contact problems. **Physics in Medicine and Biology**. v.36, n.12, p.1607-1620, 1991.

CVETKOVIC, M. *et al.* A simple finite element model of heat transfer in the human eye. 2007. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4129865&userType=inst>. Acesso em 14 setembro 2010

DEAL, D.N. *et al.* Ice reduces edema. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 84A, n. 9, p. 1573-1578, 2002.

DENG, Z.S; LIU, J. Analytical Study on bioheat transfer problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological bodies. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 124, p. 638-649, 2002.

DÍAZ, M.; BECKER, D.E. Thermoregulation: Physiological and Clinical Considerations during Sedation and General Anesthesia. **Anesthesia Progress**. v.57, p.25-33, 2010.

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.

DUCHARME, M.B.; TIKUISIS, P. In vivo thermal conductivity of the human forearm tissues. **Journal of Applied Physiology**. v. 70, p. 2682-2690, 1991.

DUGHIERO; F.; CORAZZA, S. Numerical simulation of thermal disposition with induction heating used for oncological hyperthermic treatment. **Medical and Biological Engineering and Computing**. v. 43, p.40-46, 2005.

DYSON, M. *et al.* The stimulation of tissue regeneration by means of ultrasound. **Clinical Science**. v.35, n.2, p 273-285, 1968.

ELWASSIF, M.M. *et al.* Bio-heat transfer model of deep brain stimulation-induced temperature changes. **Journal of Neural Engineering**. v.3, p.306-315, 2006.

ENGLISH, M.J.; FARMER, C.; SCOTT, W.A. Heat loss in exposed volunteers. **The Journal of Trauma**. v. 30, p. 422-425, 1990

FAGUNDES, D.J; TAHA, M O. Modelo animal de doença: critérios de escolha e espécies de animais de uso corrente. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 19, n. 1, p.59-65, 2004.

FELICE, T.D.; SANTANA, L.R. Recursos Fisioterapêuticos (Crioterapia e Termoterapia) na espasticidade: revisão de literatura. **Revista de Neurociência**. v.17, n.1, p.57-62, 2009.

FERREIRA, M. S.; YANAGIHARA, J. I. Um modelo do sistema termorregulador do corpo humano: exposição a ambientes quentes. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 15, n. 1-2, p. 87-96, 1999.

FIALA, D.; LOMAS, K.J.; STOHRER, M. A computer model of human thermoregulation for a wide range of environmental conditions: the passive system. **Journal of Applied Physiology**. v.87, p.1957-1972, 1999.

FRENCH, S.D. *et al.* A Cochrane review of superficial heat or cold for low back pain. **Spine**. v.31, n. 9, p. 998-1006.

GONZÁLES, F.J. Thermal simulation of breast tumors. **Revista Mexicana de Física**. v.53, n.4, p.323–326, 2007.

GRAHN, D.; HELLER, H.C. The Physiology of Mammalian Temperature Homeostasis. **ITACCS Critical Care Monograph**. 2004.

GREENSTEIN, G. Therapeutic efficacy of cold therapy after intraoral surgical procedures: a literature review. **Journal of Periodontology**. v.78, n.5, p. 790-800, 2007.

GUYTON, A. C. **Tratado de fisiologia médica**. Guanabara Koogan. 9ª edição, 1997.

HABASH, R.W.Y. *et al.* Thermal Therapy, Part 1: An introduction to thermal therapy. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**. v.34, n. 6, p.459-489, 2006.

HAVENITH, G. Individualized model of human thermoregulation for the simulation of heat stress response. **Journal of Applied Physiology**. v.90, p.1943–1954, 2001.

HUANG, M.; CHEN, W. Theoretical simulation of the dual-heat-flux method in deep body temperature measurements. **Annual International Conference of the IEEE EMBS**. p.561;564, 2010.

HUBBARD, T.J; ARONSON, S.L; DENEGAR, C.R., Does Cryotherapy Hasten Return to Participation? A Systematic Review. **Journal of Athletic Training**. v.39, n.1, p. 88-94, 2004.

INCROPERA, F.; DEWITT, D. P. **Fundamentos de transferência de calor e massa**. LTC Editora, 6ª edição, 2008.

INSLER, S.R.; SESSLER, D.I. Perioperative thermoregulation and temperature monitoring. **Anesthesiology Clinics**. v.24, p.823–837, 2006.

JARVINEN, T.A.H. Muscle injuries. **The American Journal of Sports Medicine**. v. 33, n. 5, p. 745-746, 2005.

JÚNIOR, A.A.G.; SOUSA, A.R. **Fundamentos de Metrologia Científica e Industrial**. Manole, 1ª edição, 2008.

KAI, Z. *et al.* Experimental study on characteristic of bioheat transfer and numerical simulation for the temperature fields in transverse and longitudinal sections of pig tongue. **Journal of Thermal Biology**. v. 30, p. 1–6, 2005.

KANEPS, A.J. Tissue temperature response to hot and cold therapy in the metacarpal region of a horse. **AAEP Proceedings**. v.46, 2000.

KARAA, S.; ZHANG,J.;YANG, F. A numerical study of a 3D bioheat transfer problem with different spatial heating. **Mathematics and Computers in Simulation**. v.68, p.375–388, 2005.

KELLER, K. H.; SEILER, L. J. An analysis of peripheral heat transfer in man. *Journal of Applied Physiology*. v.30, n.5, p.779-786, 1971.

KENNET, J. *et al.* Cooling efficiency of 4 common cryotherapeutic agents. **Journal of Athletic Training**. v.42, n.3, p.343-348, 2007.

KHALED, A.-R.A.; VAFAI, K. The role of porous media in modeling flow and heat transfer in biological tissues. **International Journal of Heat and Mass Transfer**. v.46, p. 4989–5003, 2003.

KLEIN, S.A.; BECKMAN, W.A.; MYERS, G.E. FEHT: A Finite Element Analysis Program for the Microsoft Windows Operating System. 1995. Disponível em: <http://www.fchart.com/download/feht.pdf>. Acesso em 25 de abril de 2010.

KNIGHT, C.A. *et al.* Effect of superficial heat, deep heat, and active exercise warm-up on the extensibility of the plantar flexors. **Physical Therapy** . v.81, n.6, 2001.

KNIGHT, K.L. **Cryotherapy in sport injury management**. Champaign: Human Kinetics, 1995.

KITCHEN S. **Eletroterapia: Prática baseada em evidências**. Manole. 11^a edição, 2003.

KURZ, A. Physiology of Thermoregulation. **Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology**. v.22, n.4, p.627–644, 2008

LANE, E.; LATHAM, T. Managing pain using heat and cold therapy. **Paediatric Nursing**. v. 21, n. 6, p. 14-18, 2009.

LIM, C.L.; BYRNE, C.; LEE, J.K.W. Human Thermoregulation and measurement of body temperature in exercise and clinical settings. **Annals of the Academy of Medicine**. v.37, p.347-353, 2008.

LIN, Y.H. Effects of thermal therapy in improving the passive range of knee motion: comparison of cold and supercial heat applications. **Clinical Rehabilitation**. v.17, p. 618-623, 2003.

LIMA, R.C.F. *et al.* Modelagem computacional da biotransferência de calor no tratamento por hipertermia em tumores de duodeno através do método dos volumes

finitos em malhas não estruturadas. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**. v.22, n.2, p.119-129, 2006.

LEHMUSKALLIO, E. **Cold protecting emollients and frostbite**. (Academic Dissertation) University of Oulu, p.1-95, 2001.

LENHARDT, R.; KURZ, A.; SESSLER, D.I. Thermoregulation and Hyperthermia. **Acta Anesthesiologica Scandinavica**. v.109, p.34-38, 1996.

LOW, J.; REED, A. **Eletroterapia explicada: princípios e prática**. 3. ed. São Paulo: Manole, 2001.

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.

MacAULEY, D. Do textbooks agree on their advice on ice? **Clinical Journal of Sport Medicine**. v. 11, p. 67-72, 2001.

MAGGI, L.E. *et al.* Software didático para modelagem do padrão de aquecimento dos tecidos irradiados por ultra-som fisioterapêutico. **Revista Brasileira de Fisioterapia**. v.12, n.3, p.204-14, 2008.

McLEAN, D.A. The use of cold and superficial heat in the treatment of soft tissue injuries. **British Journal of Sports Medicine**. v.23, n. 1, 1989.

MEKJAVIC, I.B; EIKEN, O. Contribution of thermal and nonthermal factors to the regulation of body temperature in humans. **Journal of Applied Physiology**. v.100,n.6, p.2065-2072, 2006.

MERRICK, M.A., JUTTE, L.S., SMITH, M.E. Cold modalities with different thermodynamic properties produce different surface and intramuscular temperatures. **Journal of Athletic Training**. v. 38, n. 1, p. 28-33, 2003.

MITCHELL, J.M.;MYERS, G.E. An analytical model of the countercurrent heat exchange phenomena. **Biophysical Journal**. v.8, p. 897-911, 1968.

MORRISON, S.F., NAKAMURA, K., MADDEN, C.J. Central control of thermogenesis in mammals. **Experimental Physiology**. v.93, p.773-797, 2008.

NADLER, A.F.; WEINGAND, K; KRUSE, R.J. The Physiologic Basis and Clinical Applications of Cryotherapy and Thermotherapy for the Pain Practitioner. **Pain Physician**. v.7, p.395-399, 2004.

NAKAYAMA, A.; KUWARA, F. A general bioheat transfer model based on the theory of porous media. **International Journal of Heat and Mass Transfer**. v. 51, p. 3190–3199, 2008.

NG, E.Y.K.; CHUA, L.T. Comparison of one- and two-dimensional programmes for predicting the state of skin burns. **Burns**. v.28, p. 27-34, 2002.

OHKOSHI, Y. *et al.* The effect of cryotherapy on intraarticular temperature and postoperative care after anterior cruciate ligament reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**. v.27, n.3, 1999

O'NEAL, Therapeutic uses of heat and cold: Study Guide for Nurses. **Health Stream**. p.1-30, 2004

OOSTERVELD, F. G. J. *et al.* The effects of local heat and cold therapy on the intraarticular and skin surface temperature of the knees. **Arthritis and Rheumatism**, v. 35, n. 2, p. 146-151, 1992.

PALMER, J.E.; KNIGHT, K.I. Ankle and thigh skin surface temperature changes with repeated ice pack application. **Journal Athletic Training**, v. 31, p. 319-323, 1996.

PARDASANI, K. R.; ADLAKHA, N. Coaxial circular sector elements to study two dimensional heat distribution problem in dermal regions of human limbs. **Mathematical and Computer Modelling**, v. 22, n. 9, p. 127-140, 1995.

PASSLICK- DEETJEN, J.; BEDENBENDER-STOLL, E. Why thermosensing? A primer on thermoregulation. **Nephrology, dialysis, transplantation**. v.20, n.9, p.1784-1789, 2005.

PENNES, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. **Journal of Applied Physiology**. v.1, n.2, p.93-122, 1948.

PIERAU, F.K.; WURSTER, R.D. Primary afferent input from cutaneous thermoreceptors. **Federation proceedings**. v.40, n.14, p.2819-2824, 1981.

POZOS, R.S.; DANZL, D.F. Human physiological responses to cold stress and hypothermia. **Medical Aspects of Harsh Environments**. v.1, p.351-382, 2001.

PRENTICE, W.E. **Modalidades terapêuticas em medicina esportiva**. Manole. 4^a edição, 2002.

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.

ROMANOVSKY, A.A. Thermoregulation: some concepts have changed.

Functional architecture of the thermoregulatory system. **The American Journal of Physiology - Regulatory, Integrative and Comparative Physiology**. v.292, p.R37-R46, 2006.

SATINOFF, E. Neural organization and evolution of thermal regulation in mammals – several hierarchically arranged integrating systems may have evolved to achieve precise thermoregulation. **Science**. v. 201, p.16-22, 1978.

SESSLER, D.I., Mild perioperative hypothermia. **The New England Journal of Medicine**. v.336, p.1730-1737, 1997.

SHITZER, A.; EBERHART, R.C. **Heat transfer in medicine and biology. Analysis and applications**. New York: Plenum Press, v. 2, 1985.

SHRIVASTAVA, D.; VAUGHAN, J.T. A generic bioheat transfer thermal model for a perfused tissue. **Journal of Biomechanical Engineering**. v.131, n.7, 2009.

STARKEY, C. **Recursos Terapêuticos em Fisioterapia**. Barueri, SP. Ed. Manole, 2001.

TIKUISIS, P. Heat balance precedes stabilization of body temperatures during cold water immersion. **Journal of Applied Physiology**. v. 95, p.89–96, 2003.

TROBEC, R. *et al.* Computer simulation of topical knee cooling. **Computers in Biology and Medicine**. v.38, p.1076-1083, 2008.

VALVANO, J. W. Bioheat transfer. Disponível em: <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/research/jwv.pdf>. Acesso em: 14 maio 2010.

VANHOUTTE, G. *et al.* In vivo noninvasive study of the thermoregulatory function of the blood vessels in the rat tail using magnetic resonance angiography. **NMR in Biomedicine**, v. 15, p. 263-269, 2002.

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.

WEINBAUM, S.; JIJI, L. M. A new simplified bioheat equation for the effect of blood flow on local average tissue temperature. **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, v. 107, n.2, p. 131-139, 1985.

WEINBERGER, A. *et al.* Intra-articular temperature measurements after superficial heating. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, v. 21, p. 55-57, 1989.

WEINBERGER, A.; LEV, A. Temperature elevation of connective tissue by

physical modalities. **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 3, n. 2, p. 121-146, 1991.

YENG, L.T. *et al.*, Medicina física e reabilitação em doentes com dor crônica. **Revista de Medicina**. v. 80, p. 245-255, 2001.

ZHANG, Q. *et al.* Numerical simulation of the transient temperature field from an annular focused ultrasonic transducer. **Ultrasound in Medicine & Biology**. v. 29, n. 4, p.585-589, 2003.

ZHANG, W. *et al.* OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. **Osteoarthritis and Cartilage**. v. 16, n.2, p.137-162, 2008

ZHU, L.; DIAO, C. Theoretical simulation of temperature distribution in the brain during mild hypothermia treatment for brain injury. **Medical and Biological Engineering and computing**. v. 39, p. 681-687, 2000.