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

FERNANDA SOUZA DA SILVA

"ANÁLISE NUMÉRICA DOS PROCESSOS DE AQUECIMENTO E RESFRIAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO"

Belo Horizonte
2017

FERNANDA SOUZA DA SILVA

"ANÁLISE NUMÉRICA DOS PROCESSOS DE AQUECIMENTO E RESFRIAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO"

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica

Área de concentração: Bioengenharia.

Orientador: Prof. Dr. Rudolf Huebner

Belo Horizonte

2017

Silva, Fernanda Souza da.
S586a Análise numérica dos processos de aquecimento e resfriamento da articulação do joelho [recurso eletrônico] / Fernanda Souza da Silva. – 2017.
1 recurso online (211 f. : il., color.) : pdf.

Orientador: Rudolf Huebner.

Tese (doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Apêndices: f. 195-211.

Bibliografia: f. 180-194.

1. Engenharia mecânica – Teses. 2. Bioengenharia – Teses. 3. Análise numérica – Teses. 4. Articulações – Teses. 5. Joelhos – Teses. I. Huebner, Rudolf. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Engenharia. III. Título.

CDU: 621(043)

Ficha catalográfica elaborada pelo bibliotecário Marcio A. A. Gomes CRB/6 2812
Biblioteca Prof. Mário Werneck, Escola de Engenharia da UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA
Av. Antônio Carlos, 6627 - Campus Universitário
31270-901 – Belo Horizonte – MG
Tel.:+55 31 3409.5145
E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

ATA DA CENTÉSIMA QUINQUAGÉSIMA NONA DEFESA DE TESE DA ALUNA FERNANDA SOUZA DA SILVA, REGULARMENTE MATRICULADA NO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA DA ESCOLA DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS, REALIZADA NO DIA 30 DE NOVEMBRO DE 2017.

Aos trinta dias do mês de novembro de 2017, às 14:00 horas, no Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais (Auditório do Labbio), à Av. Antônio Carlos, 6627, Campus Universitário, Pampulha, reuniram-se os professores abaixo relacionados, formando a Comissão Examinadora homologada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, para julgar a defesa de tese da aluna **Fernanda Souza da Silva**, intitulada: **"ANÁLISE NUMÉRICA DOS PROCESSOS DE AQUECIMENTO E RESFRIAMENTO DA ARTICULAÇÃO DO JOELHO"**, requisito final para obtenção do Grau de Doutora em Engenharia Mecânica, na área de concentração "Bioengenharia". Abrindo a sessão, o Senhor Presidente da Comissão, Prof. Rudolf Huebner, após dar conhecimento aos presentes o teor das normas regulamentares do trabalho final, passou a palavra à candidata para apresentação de seu trabalho. Seguiu-se a arguição pelos examinadores com a respectiva defesa da candidata. Após a defesa, os membros da Banca Examinadora reuniram-se sem a presença da candidata e do público, para julgamento e expedição do resultado final. Foi atribuída a seguinte indicação: a candidata foi considerada aprovada, por unanimidade. O resultado final foi comunicado publicamente à candidata pelo Senhor Presidente da Comissão. Nada mais havendo a tratar, o Presidente encerrou a reunião e lavrou a presente Ata, que será assinada por todos os membros participantes da Banca Examinadora.
Belo Horizonte, 30 de novembro de 2017.

Prof. Rudolf Huebner
Orientador - Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Profª. Angélica Rodrigues de Araújo
Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais

Profª. Janaine Cunha Polese
Faculdade de Ciências Médicas de Minas Gerais

Prof. Matheus Pereira Porto
Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Prof. Roberto Márcio de Andrade
Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

AGRADECIMENTOS

À Deus, pelo seu amor incondicional e por tantas bênçãos. Obrigada, meu Deus, por me dar muito mais do que eu preciso e por me abençoar muito mais do que eu mereço!

Aos meus pais, por todo o apoio, amor, carinho e dedicação. Obrigada por todo os sacrifícios feitos pelos meus estudos. Obrigada pelas palavras de incentivo nos momentos difícieis e pelo silêncio acolhedor. Vocês são meus exemplos de vida!

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

Ao Lucas, meu companheiro de vida, por todo o amor, carinho e incentivo e por estar sempre presente e disposto a me ajudar. Agradeço a Deus por ter permitido o nosso encontro. Obrigada por ser o meu melhor amigo e o meu amor!

À Angélica, por ser minha mestre, amiga e irmã. Obrigada por todas as oportunidades e pela sua amizade. Devo muito a você!

Ao Rudolf, meu orientador, pelos ensinamentos, pelo apoio e pela confiança. A você Professor, minha gratidão e o meu muito obrigada!

Ao Professor Roberto Márcio de Andrade, pela sua imensa generosidade ao assumir temporariamente a minha orientação. Sem a sua ajuda, meu sonho seria mais uma vez adiado. Muito obrigada!

À Marina, por me receber como filha. Obrigada pela amizade, pelos ouvidos, pela paciência, pela companhia e pelo café oferecido com tanto carinho durante esses quatro anos.

Ao Matheus, meu eterno IC, por sua inestimável ajuda e pela amizade. Esse trabalho não seria o mesmo sem você.

Aos amigos que fiz na UFMG, Paul, Carol, Gabriela, Aline, Rayane, Matheus, Clarissa e que levarei sempre no coração. Obrigada por todos os momentos que passamos juntos.

Ao Rafael, chefe e amigo, por ter concedido a minha primeira oportunidade na docência e por sempre acreditar em mim. Sou muito grata a você!

Ao Fernando, pelo apoio, pelo incentivo e por todo o conhecimento compartilhado. Obrigada por ter tornado alguns momentos difíceis mais leves e tranquilos.

Aos meus colegas de trabalho da Faculdade Ciências Médicas, que se tornaram grandes amigos. Agradeço pelos momentos de descontração e pelo apoio.

Aos amigos e familiares que rezaram e torceram por mim.

À Fundação de Amparo à Pesquisa de Minas Gerais (FAPEMIG), pela bolsa de doutorado concedida para a realização deste trabalho.

RESUMO

O aquecimento e o resfriamento dos tecidos são utilizados, desde os tempos antigos, para o tratamento de distúrbios da saúde. No entanto, os benefícios dessas terapias dependem fortemente da temperatura alcançada nos tecidos. Dessa forma, compreender o processo de transferência de calor e conhecer a distribuição da temperatura nos tecidos biológicos são fatores essenciais para que esses tratamentos sejam aplicados de forma segura e eficaz. Nesse contexto, a simulação numérica torna-se uma ferramenta interessante para compreender o campo de temperatura nos diferentes tecidos que compõem a articulação e, assim, contribuir para uma melhor aplicação dos recursos térmicos utilizados na prática clínica da fisioterapia. Portanto, o presente estudo tem como objetivo principal avaliar, por meio de simulação numérica, a distribuição de temperatura na articulação do joelho, em modelo animal (bidimensional e unidimensional) e humano (bidimensional). Foram realizadas simulações em situações de regimes permanente (neutralidade térmica) e transiente (aquecimento e resfriamento terapêuticos). Os modelos geométricos bidimensionais do joelho canino e humano foram construídos com o auxílio do programa Solidworks 2012 ®. A malha foi gerada com o Ansys Meshing e os testes de malha foram realizados em ambos os modelos. O programa ANSYS-CFX®, baseado no método de volumes finitos, foi utilizado para a realização das simulações bidimensionais do joelho canino e humano. No modelo unidimensional, a articulação foi representada por um único cilindro, composto por seis camadas teciduais. O *software* EES 2016 ® (V10.104 - Engineering Equation Solver) foi utilizado para a elaboração do programa e solução das equações. O fenômeno de transmissão de calor foi modelado por meio da equação diferencial parcial de difusão de calor com a inclusão dos termos de perfusão sanguínea e de metabolismo. Para investigar o impacto na distribuição da temperatura tecidual, o termo de perfusão sanguínea foi alterado considerando a taxa de perfusão sanguínea constante e em função da temperatura, diferentes valores de perfusão sanguínea e a perfusão sanguínea em função da temperatura. As simulações bidimensionais do joelho canino, durante os procedimentos de aquecimento e resfriamento, foram realizadas considerando diferentes condições de contorno. Os resultados obtidos com essas simulações foram utilizados para determinar as condições de contorno adotadas para as simulações unidimensionais do joelho canino e bidimensionais do joelho humano, durante os processos de aquecimento e de resfriamento. Os resultados das simulações em modelo animal foram comparados com dados experimentais in vivo disponíveis na literatura. As simulações de aquecimento e de resfriamento que tiveram o comportamento da temperatura da epiderme como condição de contorno apresentaram os melhores resultados. Os melhores resultados foram obtidos quando a taxa de perfusão foi considerada em função da temperatura, representando, de forma mais fiel, a modelagem matemática proposta por Pennes. As simulações bidimensionais apresentaram diferenças percentuais com o experimento próximas as obtidas com a simulação unidimensional, mostrando que ambas são capazes de representar o fenômeno analisado. As simulações numéricas realizadas no presente estudo mostraram-se uma ferramenta importante para a avaliação não invasiva da distribuição da temperatura na articulação do joelho.

Palavras-chave: aquecimento terapêutico; resfriamento terapêutico; articulação do joelho; biotransferência de calor; simulação numérica; fisioterapia.

ABSTRACT

The heating and cooling of tissues are used since ancient times for the treatment of health disorders. In physical therapy these resources are used in order to promote the relief of pain, aid in tissue repair, control or reduce the signs and inflammatory symptoms, changing the elasticity of the tissue and thus enhance the rehabilitation plan. However, benefits from these therapies rely heavily on the temperature achieved in the tissue. Different values from the recommended optimum range for obtaining therapeutic effects may result in ineffective or harmful treatments to the tissue. Therefore, to understand the heat transfer process and to know the temperature distribution in biological tissues are essential factors for such treatments to be applied in a safe and effective manner. In vivo measurements are usually invasive and often impossible to be performed when deep tissues are studied. In this context, numerical simulation becomes an interesting tool for understanding the temperature field in different tissues that constitutes the joint and thus contribute to better implementation of thermal resources used in physical therapy. Therefore, the main objective of the present study is to evaluate the distribution of temperature at the knee joint in an animal model (two-dimensional and one-dimensional) and human (two-dimensional) models using numerical simulation. The two-dimensional geometric models of the canine and human knee were elaboratedbased on a photographic record of a cross section of an anatomical specimen and real images obtained from cross sections of a corpse, respectively. Both models were built with the help of SolidWorks 2012 ® software. The mesh was generated with the ANSYS Meshing and mesh tests are conducted in both models. ANSYS-CFX® software based on finite volume method is used to perform the simulations. In the one-dimensional model, the joint was represented by a single cylinder, composed of six tissue layers. The EES 2016 ® software (V10.104 - Engineering Equation Solver) was used to elaborate the program and equations solutions. The heat transfer phenomenon was modeled by the partial differential heat diffusion equation with the terms of blood perfusion and metabolism. To investigate the impact on tissue temperature distribution, the term of blood perfusion was changed considering the blood perfusion rate constantor as a function of temperature, different blood perfusion values and blood perfusion as function of temperature. The bidimensional simulations of the canine knee during the heating and cooling procedures were performed considering different boundary conditions. The results obtained with these simulations were used to determine the boundary conditions adopted for the one-dimensional simulations of the canine and two-dimensional knee of the human knee during the heating and cooling processes. The results of animal model simulations were compared with in vivo experimental data available in the literature. The simulations of heating and cooling that had the behavior of the temperature of the epidermis as boundary condition presented the best results. The different blood perfusion values, tested under the neutrality and heating conditions, affected the simulations results only when the blood perfusion rate was considered constant. The best results were obtained when the perfusion rate was considered as a function of temperature, representing, more faithfully, the mathematical modeling proposed by Pennes. In all simulations, the lowest percentage differences were found when blood perfusion was also considered as a function of temperature. The two-dimensional simulations presented percentage differences with the experiment close to those obtained with the one-dimensional simulation, showing that both are capable of representing the phenomenon analyzed. The numerical simulations performed in the present study were an important tool for the noninvasive evaluation of the temperature distribution in the knee joint.

Keywords: therapeutic heating; therapeutic cooling; knee joint; bio heat transfer; numerical simulation. physiotherapy.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 - Estrutura típica de uma articulação sinovial. 27

FIGURA 2.2 - Anatomia óssea do joelho. 28

FIGURA 3.1 - Corte transversal da articulação do joelho canino feito com o joelho em extensão total, proximal a interlinha articular. 61

FIGURA 3.2 - Modelo geométrico representativo da articulação do joelho canino. 62

FIGURA 3.3–Imagem de um corte transversal congelado da articulação do joelho retirada do *Visible Human Projetc*®. 63

FIGURA 3.4 - Modelo geométrico representativo da articulação do joelho humano. 64

FIGURA 3.5 - Malha 2 gerada sobre o modelo geométrico do joelho canino. 66

FIGURA 3.6 - Malha 2 gerada sobre o modelo geométrico do joelho humano. 67

FIGURA 3.7 - Comportamento da temperatura da epiderme durante a situação de aquecimento terapêutico e a expressão matemática utilizada para as simulações AC 3. 81

FIGURA 3.8 - Comportamento da temperatura da epiderme durante a situação de resfriamento terapêutico e a expressão matemática utilizada para as simulações RC 2. 84

FIGURA 3.9 - Domínio da articulação do joelho canino utilizado para as simulações unidimensionais do aquecimento e resfriamento terapêuticos. 86

FIGURA 4.1 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e osvalores de temperatura da simulação NC 1. 95

FIGURA 4.2 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e osvalores de temperatura da simulação NC 2. 97

FIGURA 4.3 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e osvalores simulados de temperatura considerando os valores médios de perfusão e as combinações C1, C2, C3 e C5. 101

FIGURA 4.4 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida eos valores simulados de temperatura considerando os valores médios de perfusão e as combinações C1, C2, C3 e C5. 103

FIGURA 4.5 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e os valores de temperatura da simulação NC 5. 104

FIGURA 4.6 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC1 A. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 109

FIGURA 4.7 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC1 B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 113

FIGURA 4.8 - Distribuição de temperatura da simulação AC 1B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 114

FIGURA 4.9 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 1C que considerou os valores médios de perfusão e as combinações C1, C2, C3 e C5. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais) 116

FIGURA 4.10 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC1 D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 119

FIGURA 4.11 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC2B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 124

FIGURA 4.12 - Distribuição de temperatura da simulação AC 2B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 126

FIGURA 4.13 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 2D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 128

FIGURA 4.14 - Distribuição de temperatura da simulação AC2 D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 130

FIGURA 4.15 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 3B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 133

FIGURA 4.16 - Distribuição de temperatura da simulação AC 3B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 135

FIGURA 4.17 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 3D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 138

FIGURA 4.18 - Distribuição de temperatura da simulação AC3 D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 139

FIGURA 4.19 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 1B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 142

FIGURA 4.20 - Distribuição de temperatura da simulação RC 1Bno plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 144

FIGURA 4.21 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 1D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 146

FIGURA 4.22 - Distribuição de temperatura da simulação RC 1D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 148

FIGURA 4.23 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 2B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 151

FIGURA 4.24 - Distribuição de temperatura da simulação RC 2B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 153

FIGURA 4.25 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 2D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 155

FIGURA 4.26 - Distribuição de temperatura da simulação RC 2D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. 157

FIGURA 4.27 - Comportamento da temperatura numérica dos tecidos que compõem o joelho humano e dados experimentais mensurados por Araújo (2009)- simulação AH. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 161

FIGURA 4.28 - Distribuição de temperatura da simulação AH no plano do corte transversal da articulação do joelho humano. 162

FIGURA 4.29 - Comportamento da temperatura numérica dos tecidos que compõem o joelho humano e dados experimentais mensurados por Araújo (2009) - simulação RH. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 165

FIGURA 4.30 - Distribuição de temperatura da simulação RH no plano do corte transversal da articulação do joelho humano. 166

FIGURA 4.31 - Comportamento da temperatura da simulação unidimensional, bidimensional e do experimento com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino durante o aquecimento. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 168

FIGURA 4.32 - Comportamento da temperatura da simulação unidimensional, bidimensional e do experimento com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino durante o resfriamento. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais). 171

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 - Parâmetros utilizados para o refinamento da malha 66

TABELA 3.2 - Média das temperaturas iniciais utilizadas como condição inicial das simulações em regime transiente do joelho canino (ARAÚJO, 2009) 68

TABELA 3.3 - Propriedades termofísicas dos tecidos empregadas nas simulações dos joelhos canino e humano. 70

TABELA 3.4 - Combinações dos valores de perfusão sanguínea dos tecidos muscular e ósseo utilizadas nas simulações NC 3 e NC 4. 74

TABELA 3.5 - Valores de ΔE, Qw e $(Qmet)$ dos tecidos que compõem a articulação do joelho durante o processo de aquecimento. 80

TABELA 3.6 - Espessura das camadas do joelho canino empregadas para a construção do modelo unidimensional. 86

TABELA 4.1 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas 96

TABELA 4.2 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas 98

TABELA 4.3 - Valores de diferença percentual de temperatura de cada tecido para cada uma das nove simulações realizadas e a média de diferença percentual encontrada em cada simulação. 100

TABELA 4.4 - Valores de diferença percentual de temperatura de cada tecido para cada uma das nove simulações realizadas e a média de diferença percentual encontrada em cada simulação. 102

TABELA 4.5 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas 104

TABELA 4.6 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 1A, realizada a partir do fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}). 107

TABELA 4.7 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas 110

TABELA 4.8 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC1 B, realizada a partir do fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}). 111

TABELA 4.9 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 112

TABELA 4.10 - Valores de diferença percentual de temperatura de cada tecido para cada uma das nove simulações realizadas e a média de diferença percentual encontrada em cada simulação. 115

TABELA 4.11 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC1D, realizada a partir do fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}). 117

TABELA 4.12 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 121

TABELA 4.13 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 2B, realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da manta térmica (qx" = 120,4 Wm^{-2}). 122

TABELA 4.14 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 125

TABELA 4.15 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 2D, realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da manta térmica 127

TABELA 4.16 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 129

TABELA 4.17 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 3B, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o aquecimento registrado no experimento de Araújo (2009). 132

TABELA 4.18 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 134

TABELA 4.19 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 3D, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o aquecimento registrado no experimento de Araújo (2009). 136

TABELA 4.20 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 138

TABELA 4.21 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 1B, realizada a partir realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da compressa de gelo (qx" = -948,9 Wm^{-2}). 141

TABELA 4.22 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre

ambas..... 143

TABELA 4.23 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 1D, realizada a partir realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da compressa de gelo (qx" = -535,3 Wm^{-2}). 145

TABELA 4.24 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 147

TABELA 4.25 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 2B, realizada a partir realizada considerandoo comportamento da temperatura da epiderme durante o resfriamento registrado no experimento de Araújo (2009). 149

TABELA 4.26 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 152

TABELA 4.27 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 2D, realizada a partir realizada considerando o comportamento da temperatura da epiderme durante o resfriamento registrado no experimento de Araújo (2009). 154

TABELA 4.28 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 156

TABELA 4.29 - Temperatura das camadas teciduais do joelho humano durante a simulação de aquecimento, realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da manta térmica (qx" = 166 Wm^{-2}). 158

TABELA 4.30 - - Temperatura das camadas teciduais do joelho humano durante a simulação de resfriamento (RH), realizada a partir realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da compressa de gelo (qx" = -535,3 Wm^{-2})..... 163

TABELA 4.31 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação unidimensional, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o aquecimento registrado no experimento de Araújo (2009). 167

TABELA 4.32 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas..... 169

TABELA 4.33 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação unidimensional, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o resfriamento, registrado no experimento de Araújo (2009). 170

TABELA 4.34- Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre

ambas..... 172

LISTA DE QUADROS

QUADRO 3.1 - Valores de perfusão sanguínea dos tecidos encontrados na literatura e valor médio descrito por Araújo (2009). 71

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AC	Aquecimento terapêutico do joelho canino
AH	Aquecimento do joelho humano
ADM	Amplitude de movimento
CAD	*Computer Aided Design*
CFD	Dinâmica dos fluidos computacional (*Computational Fluid Dynamics*)
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
DPM	Diferença percentual média
EES	Engineering Equation Solver
GUM	*Guide to the expression of uncertainty in measurement*
LCA	Ligamento cruzado anterior
MEF	Método de Elementos Finitos
MDF	Método de Diferenças Finitas
MVF	Método de Volumes Finitos
NC	Neutralidade térmica do joelho canino
NLM	*National Library of Medicine*
PPGMEC	Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica
RC	Resfriamento terapêutico do joelho canino
RH	Resfriamento do joelho humano
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
VHP	*Visible human Project*

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO 19

1.1. Objetivos 23

1.1.1 Objetivo geral 23

1.2.1 Objetivos específicos 23

1.2. Organização do trabalho 24

2 REVISÃO DE LITERATURA 25

2.1 ARTICULAÇÃO DO JOELHO 25

2.2 AQUECIMENTO E RESFRIAMENTO TERAPÊUTICOS 29

2.3 MODELOS DE BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR E SIMULAÇÃO NUMÉRICA 38

3 METODOLOGIA 59

3.1 Elaboração do modelo geométrico 2D representativo do joelho canino 60

3.2 Elaboração do modelo geométrico 2D representativo do joelho humano 62

3.3 Geração da malha 64

3.4 Modelo matemático 67

3.5 Propriedades dos tecidos 69

3.6 Simulações numéricas bidimensionaise condições de contorno 71

3.6.1 Simulações numéricas do joelho humano 84

3.7 Simulação unidimensional do joelho canino 85

3.8 Validação física 89

4 RESULTADOS e discussão 92

4.1 Simulações numéricas do joelho canino 94

4.1.1 Neutralidade térmica do joelho canino (NC) 94

4.1.2 Aquecimento tecidual 106

4.1.3 Resfriamento tecidual do joelho canino (modelo 2D) 139

4.1.4 Aquecimento tecidual do joelho humano 157

4.1.5 Resfriamento tecidual do joelho humano 162

4.1.6 Aquecimento tecidual do joelho canino (modelo 1D) 166

4.1.7 Resfriamento tecidual do joelho canino (modelo 1D) 169

4.1.8 Considerações finais 172

5 CONCLUSÕES 177

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS 179

REFERÊNCIAS 180

APÊNDICES 195

1 INTRODUÇÃO

O aquecimento e o resfriamento dos tecidos são utilizados para o tratamento de distúrbios da saúde desde os tempos antigos (STROHER; STROHER, 2014). Egípcios (~3000 a.C.) e 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 utilização de gelo para tratar hemorragias, dor e o inchaço nas articulações (DOHERTY; DOHERTY; ROSE, 2010).

Atualmente, os procedimentos que envolvem a transferência de calor tem ganhado destaque em diversas aplicações da área da saúde que incluem a hipertermia para o tratamento de câncer (HUANG; LIAUH, 2012), a hipotermia cerebral (VANLANDINGHAM; KURZ; WANG, 2015; KIRKMAN; SMITH, 2014; VERCO; HOCKINGS, 2013), a criocirurgia (SHI; CHEN; SHI, 2009), a criopreservação (RUBINSKY, 1987) e a realização de tratamentos terapêuticos para auxiliar na reabilitação (SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011; TROBEC et al., 2008; ARAÚJO, 2009; ARAÚJO, 2006).

Entretanto, o sucesso, a segurança e a eficácia dos procedimentos que envolvem a transferência de calor são altamente dependentes da compreensão do comportamento térmico dos diferentes tecidos biológicos. Dessa forma, a quantificação da transferência de calor nos tecidos vivos é uma questão essencial em muitos procedimentos térmicos realizados na área da saúde (CHING SHIH et al., 2014). Embora determinações *in vivo* da temperatura tecidual sejam empregadas com esse objetivo, ainda existem grandes dificuldades e riscos associados à realização dessas medidas de monitoramento da temperatura, principalmente, pelo caráter invasivo, pela imprecisão no controle de diversos parâmetros e pelas limitações das medidas (TROBEC et al., 2008).

Contudo, os estudos que investigam o comportamento da temperatura nos tecidos vivos (SINGH; KUMAR, 2014; STROHER; STROHER, 2014; NARASIMHAN; JHA, 2012; NG; OOI, 2006) cresceram continuamente desde 1948, quando Harry Pennes propôs o primeiro modelo de biotransferência de calor que relacionava a temperatura dos tecidos biológicos com a perfusão sanguínea e a geração de calor pelo metabolismo (PENNES, 1948). Desde então, diversos modelos de biotransferência de calor alternativos foram desenvolvidos (MITCHELL; MYERS, 1968; KELLER; SEILER, 1971; WULF, 1974; CHEN; HOLMES, 1980;

WEINBAUM; JIJI; LEMONS, 1984; WEINBAUM; JIJI, 1985), proporcionando uma análise quantitativa do complexo fenômeno de transferência de calor em tecidos vivos.

Apesar de a modelagem matemática ter provado ser uma abordagem confiável para investigar a distribuição da temperatura em tecidos vivos, as soluções analíticas estão limitadas apenas à problemas simplificados, com condições de contorno simples e à geometrias pouco complexas (NG; TAN; OOI, 2009; MALISKA, 2004). Em contrapartida, as simulações numéricas apresentam poucas restrições e podem resolver problemas físicos complexos, com geometrias também complexas e com condições de contorno gerais (MALISKA, 2004). Por esse motivo, inúmeros estudos utilizam os métodos numéricos para obter soluções aproximadas de problemas que envolvem a transferência de calor nos tecidos biológicos (NÓBREGA; COELHO, 2017; PAUL et al., 2014; SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011; TROBEC et al., 2008).

Nas últimas duas décadas, o uso das simulações numéricas para a solução de problemas complexos da área da saúde tornou-se uma realidade devido a grande disseminação do computador e a relativa facilidade de aplicação dos métodos numéricos (RASHKOVSKA, 2015; MALISKA, 2004). Para Asensio-Sánchez e Trujillo-Guzman (2015) a simulação numérica permite a modificação de condições e propriedades, a avaliação dos profissionais da saúde sobre a melhor forma de realizar determinado procedimento e a visualização do resultado final antes da execução da prática clínica. Segundo Trobec et al. (2008), as simulações numéricas apresentam-se como uma alternativa não invasiva, de relativo baixo custo e que possibilitam calcular, analisar e visualizar as mudanças de temperatura que ocorrem com o tempo em qualquer ponto do alvo terapêutico. No entanto, atualmente, a grande maioria das pesquisas está direcionada para a avaliação da localização e do tamanho de tumores (DAS; SINGH; MISHRA, 2013) ou para o uso da hipertermia no tratamento de câncer (GUPTA; SINGH; RAI, 2013). Na literatura são escassos os estudos que avaliam a distribuição da temperatura nos tecidos durante a aplicação dos recursos térmicos utilizados para a reabilitação.

Os recursos térmicos de aquecimento e de resfriamento são comumente utilizados na prática clínica da fisioterapia para promover o alívio da dor, auxiliar no reparo tecidual, controlar ou reduzir os sinais e sintomas inflamatórios, alterar a elasticidade do tecido conjuntivo (HANKS; LEVINE; BOCKSTAHLER; 2015; NAKANO et al., 2013) e, consequentemente, auxiliar no processo de reabilitação (SIMS; WALDRON; MARCELLIN-LITTLE, 2015). 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, consequentemente, com resultados pouco favoráveis e confiáveis (SILVA, 2011).

De acordo com a literatura, os benefícios dessas terapias dependem fortemente da temperatura atingida pelos tecidos. Segundo LEHMANNet al. (1966), os agentes de aquecimento devem ser capazes de aumentar a temperatura dos tecidos dentro de um limite de 38ºC a 44ºC para produzir os efeitos terapêuticos desejados. Em temperaturas acima de 45ºC o dano protéico é considerável, predispondo à destruição de células e tecidos. Denegar (2003), Chesterton, Foster e Ross (2002) e Low e Reed (2001) relatam que os benefícios terapêuticos do resfriamento só serão alcançados quando a temperatura do tecido alvo estiver na faixa de 13ºC a 18ºC. Em temperaturas mais baixas, principalmente inferiores à 10ºC, o metabolismo é progressivamente reduzido, podendo ocorrer destruição tissular consequente ao congelamento do líquido intra ou extracelular (KITCHEN, 2003; LIU; CHEN; XU, 1999; WEINBERGER; LEV, 1991). Portanto, valores fora da faixa terapêutica recomendada, sejam superiores ou inferiores, podem ocasionar tratamentos ineficazes ou dano térmico ao tecido (KITCHEN, 2003; JEON; CHOI, 2015). Desta forma, para que os procedimentos térmicos possam ser empregados com eficiência e segurança é essencial que o processo de transferência de calor nos tecidos biológicos seja compreendido e que o comportamento da temperatura nos tecidos seja determinado (KARAA et al., 2005; ARAÚJO, 2009).

Devido ao uso clínico generalizado dos recursos de aquecimento e de resfriamento, aos estudos limitados e inconsistentes e, principalmente, diante dos enormes benefícios proporcionados pela utilização adequada dessas modalidades na reabilitação de indivíduos com desordens músculoesqueléticas, cresceu o interesse em compreender a distribuição da temperatura nos tecidos que compõem a articulação do joelho, alvo frequente dos procedimentos térmicos. Nesse sentido, a simulação numérica se apresenta como uma alternativa não invasiva que possibilita avaliar as mudanças de temperatura que ocorrem com o tempo em qualquer ponto do alvo terapêutico.

Apesar disso, ainda são escassos na literatura os estudos que avaliam a distribuição da temperatura durante a aplicação dos recursos térmicos de aquecimento ou de resfriamento com base em um modelo anatômico real, em que os diferentes tecidos que compõem a articulação do joelho sejam modelados e analisados. De maneira geral, os resultados de simulações

simplificadas proporcionam uma compreensão limitada do processo de transferência de calor em articulações e, consequentemente, uma aplicação restrita na prática clínica.

Adicionalmente, os poucos estudos existentes em articulações analisam o comportamento dos tecidos frente a situações de aquecimento ou de resfriamento aleatórias, sem nenhuma correlação com a prática clínica. As condições de contorno e as considerações adotadas não apresentam justificativas bem como as inúmeras simplificações realizadas. Além disso, os resultados obtidos com as simulações raramente são comparados com dados reais (experimentais *in vivo*), o que deixa dúvidas quanto à veracidade dos dados simulados.

Dessa forma, o presente trabalho visa simular a transferência de calor nas articulações dos joelhos canino e humano, em situações de regime permanente (neutralidade térmica) e transiente (aquecimento ou resfriamento terapêuticos). Espera-se apresentar uma investigação detalhada do processo de transferência de calor, durante a aplicação dos procedimentos de aquecimento e de resfriamento terapêuticos, nos diferentes tecidos que integram a articulação.A realização de simulações numéricas que sejam coerentes com a realidade vivenciada na prática clínica da fisioterapia, que avaliem diferentes considerações dos termos de perfusão sanguínea e que tenham os resultados comparados com dados experimentais *in vivo* é inédita na literatura.

O fenômeno de transmissão de calor avaliado foi modelado pela equação de difusão de calor associada aos termos de perfusão sanguínea e metabolismo tecidual. Foram realizadas simulações bidimensionais e unidimensionais do joelho canino, as quais foram comparadas com dados experimentais *in vivo*. O programa ANSYS-CFX® foi utilizado nas simulações bidimensionais e o método das diferenças finitas, implementado por meio do programa EES (Engineering Equation Solve) foi utilizado nas simulações unidimensionais.

1.1. Objetivos

1.1.1 Objetivo geral

Avaliar, por meio de simulação numérica, a distribuição de temperatura na articulação do joelho canino em situações de regimes permanente (neutralidade térmica) e transiente (aquecimento e resfriamento terapêuticos) e correlacionar os resultados numéricos com dados experimentais.

1.2.1 Objetivos específicos

- Elaborar um modelo geométrico unidimensional e um modelo geométrico bidimensional representativo do joelho canino.
- Elaborar um modelo geométrico bidimensional representativo do joelho humano.
- Simular numericamente a transferência de calor na articulação do joelho canino durante as situações de neutralidade térmica, de aquecimento e de resfriamento terapêuticos.
- Simular numericamente a transferência de calor na articulação do joelho humano durante as situações transientes de aquecimento e de resfriamento terapêuticos.
- Avaliar, por meio do modelo bidimensional da articulação do joelho canino, o impacto de diferentes condições de contorno, impostas na superfície cutânea, nos resultados das simulações de aquecimento e resfriamento terapêuticos.
- Investigar, por meio do modelo bidimensional da articulação do joelho canino, os efeitos das considerações da taxa de perfusão sanguínea constante e em função da temperatura na distribuição da temperatura tecidual.
- Investigar, por meio do modelo bidimensional da articulação do joelho canino, os efeitos da variação dos valores da perfusão sanguínea no comportamento da temperatura nos tecidos que compõem a articulação do joelho.
- Avaliar, por meio do modelo bidimensional da articulação do joelho canino, os efeitos da consideração da perfusão sanguínea em função da temperatura na distribuição da temperatura tecidual.

- Comparar as aproximações unidimensional e bidimensional da articulação do joelho canino e analisar qual a melhor representação para compreensão do comportamento da temperatura.
- Validar os resultados obtidos por meio das simulações em modelo animal com dados mensurados *in vivo* nas condições de neutralidade térmica e de aquecimento e resfriamento terapêuticos da articulação do joelho.

1.2. Organização do trabalho

Este trabalho está dividido em sete capítulos. O Capítulo 1 expôs a introdução ao tema e os objetivos do presente estudo. O Capítulo 2 apresentaa revisão da literatura, que é composta porinformações sobre a articulação do joelho e por fundamentos importantes para a compreensão dos recursos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. Esse capítulo aborda também uma revisão sobre modelos de biotransferência de calor e sobre os estudos de simulação numérica. No Capítulo 3 estão descritos o material e os métodos necessários para o desenvolvimento do presente estudo. O Capítulo 4 é composto pelos resultados obtidos, a discussão e as considerações finais. No Capítulo 5 estão descritas as conclusões do trabalho. No capítulo 6 e 7 estão apresentadas as sugestões para trabalhos futuros e as produções acadêmicas resultantes do presente estudo, respectivamente. Posteriormente seguem as referências bibliográficas utilizadas e os apêndices.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 ARTICULAÇÃO DO JOELHO

A junta ou articulação é a união entre as extremidades de dois ou mais ossos que estão em contato e que podem ou não se movimentar. Ela liga os ossos do sistema esquelético em um papel funcional e pode suportar peso corporal, permitir a realização de movimentos e/ou proteger órgãos mais sensíveis (MACIEL, 2005).

Segundo Tortora e Derrickson (2012), as articulações são classificadas primeiro por suas capacidades funcionais e, posteriormente, por suas características estruturais. A classificação funcional relaciona-se ao grau de movimento que elas permitem, sendo classificadas conforme os seguintes tipos:

- sinartrose: articulação sem movimento. Pode ser de três tipos: suturas (articulação entre os ossos do crânio); sindesmose (articulação tíbio-fibular distal) e gonfose (articulação entre as raízes dentárias e os alvéolos da mandíbula e do maxilar);
- anfiartrose: articulação levemente móvel. Pode ser de dois tipos: sincondroses (placas epifisárias e cartilagem costal) e sínfise (sínfise púbica);
- diartrose: articulação livremente móvel, que permite diferentes tipos de movimentos. A maioria das articulações corporais são deste tipo.

Estruturalmente, as articulações são classificadas com base em dois critérios: 1- a presença ou a ausência de um espaço entre os órgãos que se articulam, denominado cavidade articular e 2- o tipo de tecido que mantém os ossos juntos. Os tipos de articulação a seguir estão classificados com base nesses critérios:

- articulações fibrosas: não apresentam cavidade articular e a união dos ossos ocorre por meio de tecido conjuntivo denso não modelado, rico em fibras colágenas. A sutura cranial é um exemplo dessa articulação;
- articulações cartilaginosas: não existe cavidade articular e os ossos são mantidos juntos por tecido cartilaginoso. Um exemplo dessa articulação é a sínfise púbica;
- articulações sinoviais: os ossos que formam a articulação permitem a presença de uma cavidade articular e são unidos por tecido conjuntivo denso de uma

cápsula articular e de ligamentos acessórios. São as articulações mais comuns do esqueleto humano.

As articulações sinoviais apresentam, basicamente, cinco características principais distintas (ARCHER; DOWTHWAITE; FRANCIS-WEST, 2003; ANATOMY, 2015; JOINTS, 2015; JOINT, 2015):

- cartilagem hialina: cobre as faces opostas das superfícies dos ossos. Esse fino e esponjoso colchão absorve a compressão exercida sobre a articulação e melhora o contato entre os ossos;
- cavidade articular: característica particular das articulações sinoviais. Essa cavidade é um espaço potencial que contém uma pequena quantidade de líquido sinovial;
- cápsula articular: possui duas camadas (uma interna e outra externa) e delimita a cavidade articular. A camada externa é uma cápsula fibrosa resistente composta por tecido conjuntivo irregular denso. Ela fortalece a articulação e ajuda a evitar o deslocamento dos ossos. A camada interna é uma membrana sinovial formada por tecido conjuntivo frouxo. Ela reveste a cápsula fibrosa internamente e cobre as superfícies articulares internas;
- líquido sinovial: ocupa os espaços livres dentro da cápsula articular. Esse líquido é derivado, em grande parte, por filtração a partir do sangue que flui através dos capilares na membrana sinovial. Ele nutre as cartilagens articulares, remove seus resíduos e permite o movimento quase livre de atrito;
- ligamentos: podem estar localizados no exterior (ligamentos extracapsulares) ou no interior (ligamentos intracapsulares) da cápsula e reforçam as articulações sinoviais.

Além desses componentes, algumas articulações sinoviais possuem outras características estruturais, tais como discos de fibrocartilagem que separam as superfícies articulares. Os discos articulares, ou meniscos, estendem-se para dentro da cápsula articular e dividem a cavidade sinovial em duas. Eles melhoram o ajuste entre as extremidades ósseas, amortecendo o impacto e ajudando na lubrificação da articulação (CHHABRA; ELLIOTT; MILLER, 2001, DITTO, 2013).

As articulações sinoviais são estruturalmente as mais complexas e estão mais propensas à desenvolver disfunções dolorosas e incapacitantes. O ombro, o cotovelo, o punho, o quadril e o joelho são alguns exemplos de articulações sinoviais. (ARCHER; DOWTHWAITE; FRANCIS-WEST, 2003; JOINTS, 2015). A FIGURA 2.1. mostra a estrutura típica de uma articulação sinovial.

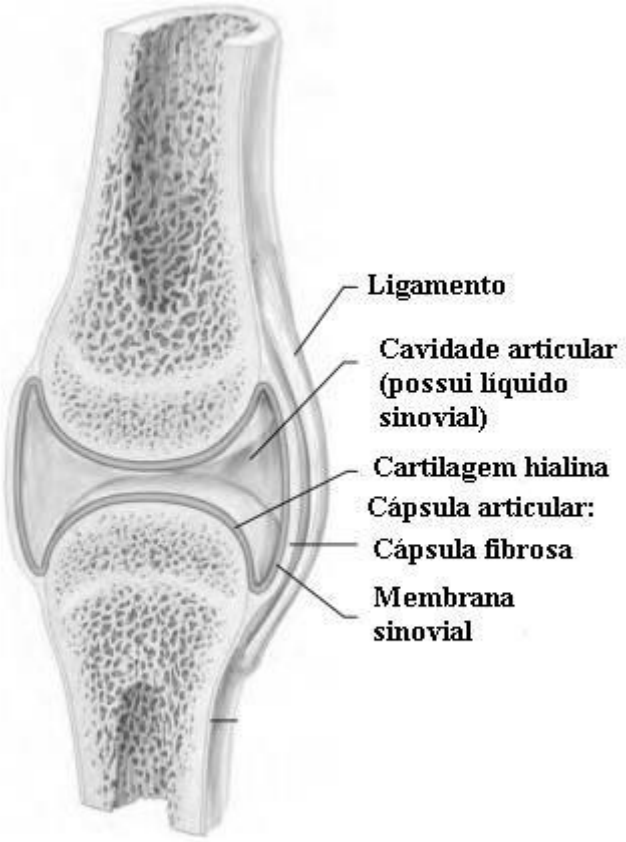


FIGURA 2.1 - Estrutura típica de uma articulação sinovial.
Fonte: JOINT (2015)

A articulação do joelho é um dos maiores e o mais solicitados complexo articular diartroidal do corpo humano e de outros mamíferos (CHIVERS; HOWITT, 2009). A sua porção óssea é composta pelo fêmur, pela tíbia, pela fibula e pela patela (FIGURA 2.2) (BLACKBURN; CRAIG, 1980; CHHABRA; ELLIOT; MILLER, 2001; FLANDRY; HOMMEL, 2011). A patela forma uma articulação plana com o fêmur, denominada articulação femoropatelar (FLANDRY; HOMMEL, 2011). Segundo a literatura, a articulação femoropatelar tem como funções fornecer: 1- um ponto de apoio para o tendão da musculatura extensora do joelho, 2- uma superfície de proteção para a articulação e 3- uma aparência estética melhor para o joelho (CHHABRA; ELLIOT; MILLER, 2001).

A fíbula está localizada lateralmente à tíbia e fornece uma superfície para a conexão dos músculos e dos ligamentos laterais (DITTO, 2013). A tíbia e o fêmur constituem a articulação femorotibial e são os principais ossos que suportam o peso descarregado sobre a articulação do joelho, sendo este, praticamente, quase todo o peso do corpo (FLANDRY; HOMMEL, 2011; DITTO, 2013). Esses ossos, por possuírem um contato incongruente, fazem com que outras estruturas sejam necessárias para proporcionar a estabilidade estática e dinâmica do joelho. Dessa forma, a porção osséa do joelho é acoplada por estruturas como os ligamentos, a cápsula articular, os meniscos medial e lateral, que conferem estabilização estática e por músculos e tendões, que permitem a estabilização dinâmica (MATA, 2009).

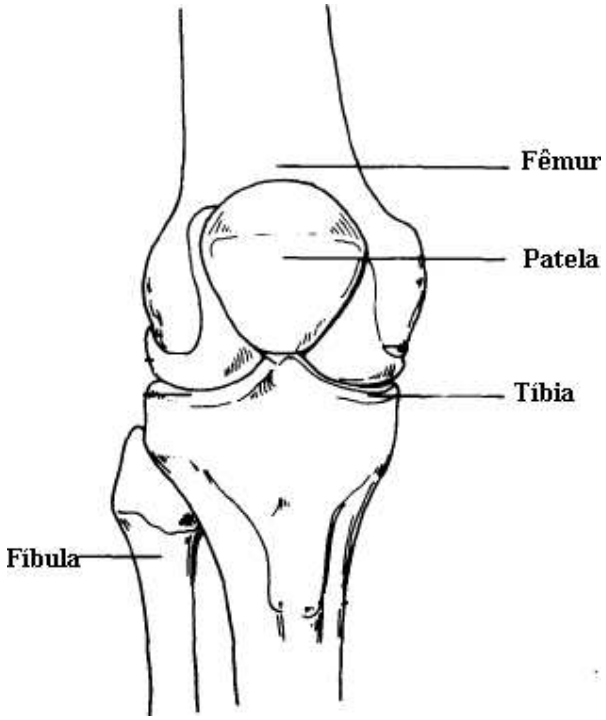


FIGURA 2.2 - Anatomia óssea do joelho.
Fonte: BLACKBURN; CRAIG (1980).

Sob o ponto de vista funcional, o joelho faz parte da cadeia motora do membro inferior e desempenha funções importantes para a locomoção e a manutenção da postura bípede, tais como a transmissão e o suporte de cargas, a conservação do momento corpóreo e a estabilidade durante o deslocamento do indivíduo (HIROKAWA, 2001). A complexa interação entre o fêmur, a tíbia e a patela permite que a articulação do joelho suporte forças resultantes de elevado valor em ortostatismo e nas fases normais de deambulação (CHHABRA; ELLIOT; MILLER,

2001; MATA, 2009). No entanto, por ser mantido e suportado quase que inteiramente por músculos e ligamentos sem o auxílio de estruturas ósseas, o joelho se torna uma articulação pouco estável, não oferecendo grande proteção ao trauma ou à elevados valores de pressão ou força (MOREIRA, RUSSO, 2005). Portanto, não é surpreendente que problemas no joelho sejam uma queixa bastante comum entre pessoas de todas as idades (van MIDDELKOOP et al., 2008).

Dessa forma, essa articulação é comumente acometida por lesões traumáticas e/ ou degenerativas. Segundo a literatura, 40% dos traumas musculo-esqueléticos correspondem a lesões de joelho, sendo que 40 a 50% dos casos não apresentam uma recuperação adequada (MAJEWSKI; SUSANNE; KLAUS, 2006; CLAYTON; COURT-BROWN, 2008; van MIDDELKOOP et al., 2008). Nesse contexto, a fisioterapia é parte importante do tratamento após lesão do joelho sendo, portanto, frequentemente indicada para a reabilitação das disfunções desta articulação (BUTTON et al., 2012; CLARK, 2015). Consequentemente, o joelho é uma das articulações que mais recebe aplicações de recursos de aquecimento e de resfriamento terapêuticos (MARTIN et al., 2001; DENEGAR, 2003; LEVINE et al. 2008), sendo um importante alvo de estudos científicos.

2.2 AQUECIMENTO E RESFRIAMENTO TERAPÊUTICOS

A fisioterapia é um ramo bem estabelecido de cuidados com a saúde humana. Originou-se no início do século XX pelas necessidades de recuperação funcional das vítimas de lesões da guerra, de acidentes industriais e de epidemias de pólio (CURTIS, 2002; PAULEKAS; HAUSSLER, 2009; APTA, 2011). Tem como finalidade restaurar, manter e promover a função física ideal, o bem-estar e a qualidade de vida, prejudicados por desordens do movimento e da saúde (LEVINE, 2005; APTA, 2011). Para alcançar os seus objetivos, os fisioterapeutas dispõem de uma variedade de recursos manuais (mobilizações, alongamentos e massagens) e físicos (LEVINE, 2005; AKYUZ; KENIS, 2013).

Os agentes físicos ou modalidades terapêuticassão todos os elementos físicos utilizados pelos fisioterapeutas para intervir no corpo com fins curativos (ULLOA, 2009). O fundamento básico dos agentes físicos baseia-se na transmissão de energia (térmica, mecânica ou eletromagnética) ao organismo, que poderá estimular respostas fisiológicas e, consequentemente, terapêuticas (MEJÍAS, CAÑADAS, 2008). Eles são adjuntos não

farmacológicos, que se utilizados corretamente, podem promover um ambiente adequado para a reabilitação e realçar os efeitos dos exercícios e dos medicamentos, reforçando, consequentemente, o plano de reabilitação (STARKEY, 2013; HARTZELL; RUBINSTEIN; HERMAN, 2012; SIMS; WALDRON; MARCELLIN-LITTLE, 2015). O alívio da dor (HUBBARD; ARONSON; DENEGAR, 2004; ESPINOZA; BUSTAMANTEY; PÉREZ, 2010), o controle ou a redução do edema, a facilitação do processo de reparo (DYSON et al., 1968; ALLEN, 2006), o aumento da extensibilidade do tecido conjuntivo (MEJÍAS; CAÑADAS, 2008; NAKANO et al., 2012; DRAGONE et al., 2014), a modificação do tônus muscular (CAMARA, 2005; FELICE; SANTANA, 2009; HANKS, LEVINE, BOCKSTAHLER, 2015) são alguns dos benefícios promovidos pelas modalidades terapêuticas na reabilitação.

Categorizados como térmicos, mecânicos e eletromagnéticos, os agentes físicos compreendem os dispositivos de ultrassom, ondas curtas, microondas, eletroterapia, lâmpadas de infravermelho, laser e as compressas quentes e geladas (CANAPP, 2007; AKYUZ; KENIS, 2013). Dentre esses, as compressas de aquecimento e de resfriamento possuem um melhor custo-benefício quando comparadas aos outros recursos. Por esse motivo, elas se tornaram bastante populares na reabilitação, sendo comumente utilizadas na prática clínica da fisioterapia (FEDORCZYK, 1997; HARTZELL; RUBINSTEIN; HERMAN, 2012; BLEAKLEY; COSTELLO, 2013) e em domicílio (BROSSEAU et al., 2003). Segundo Nadler et al. (2003), o gelo é a modalidade física mais utilizada pelos profissionais da saúde, seguido pelas bolsas térmicas de aquecimento. Para Ochiai et al. (2014), o aquecimento superficial é uma das modalidades terapêuticas mais empregadas na prática clínica. O estudo de Ayanniyi, Egwu e Adeniyi (2017) teve como objetivo investigar as intervenções utilizadas pela fisioterapia para o tratamento da osteoartrose de joelho, a fim de avaliar se a abordagem utilizada é condizente com as diretrizes da prática clínica. Segundo os autores, o aquecimento e o resfriamento foram as modalidades mais utilizadas (86,1%; n= 230) pelos fisioterapeutas para o tratamento de pacientes com osteoartrose. O exercício terapêutico foi a segunda modalidade mais empregada, sendo principalmente utilizada em associação com modalidades de aquecimento e resfriamento (63,7%), terapia manual (58,4%), eletroterapia (27%) e acupuntura (3,4%). A terapia manual foi escolhida como intervenção por 18% dos profissionais e foi comumente aplicada em conjunto com a termoterapia, eletroterapia ou acupuntura.Chipchase, Williams e Robertson (2009) avaliaram o uso dos agentes físicos por fisioterapeutas na Austrália. Para a realização da pesquisa, um questionáerio foi elaborado e enviado para todos os fisioterapeutas registrados

na Austrália. O retorno obtido foi de 27% (n=3538). Os resultados mostram que o ultrassom e as compressas quentes e frias são as modalidades mais frequentemente utilizadas pelos fisioterapeutas, sendo que esses recursos foram utilizados mensalmente ou diariamente por aproximadamente 60% da amostra avaliada. Esses estudos mostram a ampla utilização dos recursos de aquecimento e resfriamento na prática clínica da fisioterapia, o que reforça a importância de pesquisas sobre essas modalidades.

Atualmente, o termo termoterapia é utilizado para designar todas as técnicas de tratamento que empregam os agentes físicos com o intuito de aumentar ou diminuir a temperatura dos tecidos corporais (ULLOA, 2008; DRAGONE et al., 2014). Especificamente, a aplicação terapêutica de aquecimento, por fornecer energia térmica aos tecidos, é denominada termoterapia por adição. A aplicação de resfriamento, 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 (NADLER et al., 2004; ESPINOZA; BUSTAMANTEY; PEREZ, 2010). 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).

A termoterapia por adição é classificada de acordo com a sua penetração em superficial e profunda (STEISS, 2005; HARTZELL; RUBINSTEIN; HERMAN, 2012). As modalidades de aquecimento superficial incluem as compressas quentes, as bolsas de gel aquecidas, as mantas térmicas, a hidromassagem com água quente, a fluidoterapia e a radiação infrevermelha (HARTZELL; RUBINSTEIN; HERMAN, 2012). Esses métodos não são capazes de aquecer tecidos localizados em profundidades superiores a 2 cm. Tal fato deve-se a intolerância do indivíduo, a resistência do tecido ao aquecimento e a resposta local do organismo ao aumento da temperatura tecidual (vasodilatação). As modalidades de aquecimento profundo elevam a temperatura de tecidos localizados à 3 cm ou mais de profundidade. Elas incluem o ultrassom, a diatermia por ondas curtas e a diatermia por microondas (STEISS, 2005). A escolha entre o aquecimento superficial e profundo depende da localização das estruturas alvo e da elevação da temperatura requerida (GLOTH, 2001)

Os recursos de aquecimento podem transferir calor por condução (parafina, manta térmica, compressa quente e bolsa de gel aquecida), convecção (hidroterapia e fluido terapia) ou por conversão (ondas curtas, microondas e ultrassom) (YENG et al., 2001; ALLEN, 2006; ANDREWS et al., 2010).

O resfriamento terapêutico pode ser aplicado à superfície corporal por meio de diferentes técnicas, que promovem a transferência de calor por mecanismos distintos. As compressas geladas e de gelo triturado, a bolsa de gel resfriada e a massagem de gelo retiram calor do corpo por condução. Os banhos de imersão em água fria e a hidromassagem com água gelada atuam por meio do mecanismo de convecção. Já os sprays refrigerantes retiram calor por evaporação (AIRAKSINEN et al., 2003, MERRICK et al., 2003, ALLEN, 2006; HANKS; LEVINE; BOCKSTAHLER, 2015).

A crioterapia é indicada para o manejo imediato de traumas que envolvem o sistema músculo-esquelético (HEINRICHS, 2004; BLEAKLEY; MCDONOUGH; MACAULEY2004; HUBBARD; ARONSON; DENEGAR, 2004; NADLER et al., 2004; BLEAKLEY; DAVISON, 2010) e nos protocolos de reabilitação pós-cirúrgicos (MARTIN et al., 2001; WARREN et al., 2004; GREENSTEIN, 2007; MARCELLIN-LITTLE; DOYLE; PYKE, 2015;MILLIS; CIUPERCA, 2015; CHUGHTAI et al., 2017) 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).

Após uma lesão, que pode acontecer por um trauma acidental ou cirúrgico, alterações fisiológicas são, imediatamente, desencadeadas pelo organismo. Nesse momento, além dos tecidos (músculos e/ou tecido conjuntivo), os nervos e os vasos sanguíneos também podem ser acometidos. O dano causado diretamente pela força física exercida sobre o tecido é denominado lesão primária (HEINRICHS, 2004; KENNETH; DRAPER, 2013). A resposta do organismo à lesão inicial pode contribuir para aumentar a extensão do dano tecidual. Esse dano que ocorre em resposta ao trauma primário é conhecido como lesão secundária ou adicional (KENNETH; DRAPER, 2013). Segundo a literatura, a lesão secundária ocorre em função de mecanismos enzimáticos, metabólicos e circulatórios que privam os tecidos adjacentes à lesão inicial do aporte de nutrientes e oxigênio (STARKEY, 2001). A lesão secundária acarreta em prejuízos para as células saudáveis, não lesadas pelo trauma inicial (BLEAKLEY; DAVISON, 2010). Apesar da lesão primária não poder ser influenciada terapeuticamente, a crioterapia pode minimizar o crescimento secundário da lesão (COHN et al., 1989). 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., 2001; LANE; LATHAM, 2009).

Estudos relatam que o uso precoce do gelo está associado com mínima inflamação, alívio da dor, hematomas e edemas significantemente menores, e, portanto, com uma

recuperação acelerada (KNIGHT, 2001; DEAL et al., 2002; JARVINEN, 2005). Outros efeitos, tais como a diminuição do espasmo e da espasticidade também são citados como benefícios decorrentes do resfriamento tecidual (ALLEN, 2006; FELICE; SANTANA, 2009; HANKS, LEVINE, BOCKSTAHLER, 2015).

A termoterapia por adição possui efeitos fisiológicos que acentuam o processo inflamatório e podem acarretar prejuízos para a reabilitação (HEINRICHS, 2004). Por esse motivo, sua indicação ocorre preferencialmente 72 horas após o trauma (McLEAN, 1989; KANEPS, 2000; FRENCH et al., 2006) e em lesões de caráter crônico (DRUM; BOCKSTAHLER; LEVINE, 2015). Tal fato deve-se aos efeitos fisiológicos ocasionados por essa terapia. Os benefícios do aumento da temperatura incluem a vasodilatação, a qual proporciona o aumento do fluxo sanguíneo, da oxigenação tecidual, do transporte de metabólitos e da taxa das reações enzimáticas e bioquímicas que podem facilitar a cicatrização tecidual (KANEPS, 2000; NADLER et al., 2004; DRAGONE et al., 2014). Adicionalmente, o aquecimento promove alterações das propriedades viscoelásticas dos tecidos levando a um aumento da extensibilidade do tecido mole, diminuição da rigidez do articular e, consequentemente, aumento da amplitude de movimento (ADM) (HEINRICHS, 2004; BLEAKLEY; COSTELLO, 2013; HENDERSON, LATIMER, MILLIS, 2015). Efeitos terapêuticos como relaxamento muscular ealívio da dor também podem ser observados com a elevação da temperatura (ANDREWS et al., 2010).

De acordo com Cameron (2008), um aumento de 1ºC na temperatura do tecido, considerado como um aquecimento leve, está associado com uma elevação de 10 a 15% do metabolismo celular local. Essa elevação do metabolismo auxilia no processo de reparo pelo aumento da velocidade 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). O aquecimento moderado, com elevação da temperatura tecidual em 2ºC até 4ºC, pode reduzir o espasmo muscular, a dor e atuar na inflamação crônica. Uma elevação superior à 4ºC nos tecidos pode diminuir a viscoelasticidade do tecido conjuntivo (DEMMIK et al*.,* 2003)

O princípio fundamental das intervenções térmicas é a transferência de calor para dentro ou para fora do corpo com o intuito de promover efeitos fisiológicos e, consequentemente, efeitos terapêuticos (MEJÍAS; CAÑADAS, 2008). A magnitude de transferência de energia e a variação da temperatura dos tecidos são fatores de extrema importância para a obtenção dos efeitos terapêuticos (BLEAKLEY; COSTELLO, 2013). Desta forma, para que esses efeitos

possam ocorrer é necessário que os tecidos alvos atinjam um valor de temperatura dentro de uma faixa recomendada (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, com 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 13ºC a 18ºC (LOW; REED, 2001). Entretanto, alguns trabalhos sugerem que para assegurar a integridade dos tecidos profundos, é interessante que a temperatura da pele seja adotada como referência. Desta forma, recomenda-se que a temperatura da pele diminua para aproximadamente 10ºC a 15ºC para que haja redução do metabolismo, para menos de 13,6ºC para que ocorra analgesia local e para 12,8ºC para que ocorra controle do edema (MACAULEY, 2001; DEAL et al., 2002; BLEAKEY, 2004; GREENSTEIN, 2007; KENNET et al., 2007).

De acordo com Kitchen (2003) e Cameron (2008), a exposição excessiva ao frio pode resultar 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 o aquecimento terapêutico, é recomendado que a temperatura do tecido alvo seja elevada para 40ºC a 45ºC por pelo menos 5 a 10 minutos (ROBERTSON et al., 2005; WINTERS; DOTY; NEWELL, 2006; MEJÍAS; CAÑADAS, 2008). Em temperaturas superiores a 45ºC muitas proteínas são danificadas e ocorre consequentemente 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 podem ser limitadas a cerca de 5ºC ou 6ºC acima ou abaixo da temperatura do tecido (LOW; REED, 2001).

A necessidade de abordar as questões relacionadas à segurança e à eficácia da aplicação das modalidades terapêuticas é indiscutível. É esperado e subentendido que os profissionais da saúde não devem realizar tratamentos ineficazes e nem causar dano ao indivíduo. Segundo Nadler et al. (2003), complicações relacionadas ao uso das modalidades terapêuticas, como queimaduras por aquecimento ou resfriamento, são mais comuns do que relatadas na literatura.

Cho et al. (2015) analisaram a etiologia das queimaduras ocorridas nas instituições de saúde. Segundo os autores, a maioria das queimaduras que ocorrem nessas instituições está associada as atividades que envolvem os recursos de aquecimento. Nesse estudo, as compressas quentes foram a causa mais comum de queimaduras (27 casos, 23,5%). Mun et al. (2012) investigaram o dano gerado por queimaduras de contato causadas pelas modalidades terapêuticas de aquecimento. A amostra do estudo foi de 94 indivíduos, sendo 45 homens e 49 mulheres. As compressas quentes foram a modalidade terapêutica responsável pela maior parte das queimaduras registradas (51 casos, 54,3%). Já Guire e Hendricks (2006) relatam que o uso da crioterapia não é sem risco e que o aparecimento e o desenvolvimento de lesões por congelamento pode ser uma complicação significativa. Além disso, os autores relatam que muitas vezes as complicações de queimaduras podem gerar mais impacto sobre a recuperação do indivíduo do que a lesão inicial.

Com isso, é possível perceber que o sucesso e a segurança das terapias localizadas de aquecimento e de resfriamento dependem fortemente da compreensão do comportamento da temperatura e do processo térmico que ocorre no interior dos tecidos alvo e adjacente (KARAA et al., 2005). Dessa forma, estudos que avaliam o comportamento da temperatura nos tecidos durante a aplicação dos recursos terapêuticos térmicos são de extrema importância para garantir uma aplicação segura e eficaz na prática clínica.

Diante disso, determinações da temperatura tecidual *in vivo* são propostas com a intenção de planejar e aperfeiçoar a utilização desses recursos (SHRIVASTAVA; VAUGHAN; 2009).

Chesterton, Foster e Ross (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 (10,8ºC) em comparação com a bolsa de gel (14,4ºC). Desta forma, os autores concluíram que o procedimento que utilizou o pacote de ervilhas produziu uma queda de temperatura adequada para obtenção dos efeitos terapêuticos do resfriamento.

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 mostraram 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 superficial 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 = 76,7ºC)] e de resfriamento [compressas de gelo (temperatura não fornecida)] foram aplicados por um período de 30 minutos. Os resultados mostram que, durante o aquecimento, a temperatura nas camadas avaliadas ficou aquém dos limites inferiores da faixa terapêutica recomendada (40ºC a 45ºC). No resfriamento, a faixa terapêutica de 13ºC a 18ºC também não foi atingida. Entretanto, os tecidos profundos (região pericapsular e cavidade intra-articular) tiveram uma diminuição de temperatura na faixa de 5ºC a 6ºC, 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 superficial 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 = 57,6ºC) e duas compressas de gelo (T = 4,5ºC), respectivamente. Os resultados mostram que dos tecidos superficiais, apenas a superfície cutânea (T = 40,5°C) atingiu a faixa recomendada para o aquecimento. Entretanto, os tecidos profundos atingiram a elevação de 5ºC a 6ºC, sugerida para a obtenção dos benefícios terapêuticos nessas camadas (LOW; REED, 2001). No resfriamento, a faixa de 13ºC a 18, 3ºC também não foi atingida por nenhum tecido. Entretanto, elevações superiores a 6ºC foram observadas nos tecidos profundos.

Janwantanakul (2009) comparou a temperatura de área de contato da interface bolsa de gelo-pele durante 20 minutos de resfriamento. Para a realização do estudo, três compressas de gelo com diferentes quantidades (0,3, 0,6 e 0,8 kg) e duas embalagens de diferentes dimensões (18 cm x 23 cm e 20 cm x 25 cm) foram utilizadas. A bolsa de gelo foi aplicada sobre a coxa direta dos participantes e fixada por meio de uma bandagem elástica. A temperatura na interface bolsa de gelo-pele foi mensurada, por meio de um termopar do tipo K, em intervalos de 1 minuto. Os resultados do estudo demonstraram que a temperatura mais baixa da interface

compressa de gelo-pele (4,4ºC) foi encontrada após 8-9 minutos de aplicação da compressa de 0,6 kg.

Rashkovska et al. (2012) avaliaram a efetividade de dois métodos crioterápicos a partir da medição da temperatura intra e extra-articular do joelho humano.O resfriamento convencional com bolsas de gel foi aplicado no grupo A e o resfriamento controlado computacionalmente no grupo B. As temperaturas foram mensuradas após a cirurgia de reconstrução do ligamento cruzado anterior (LCA) com o auxílio de oito mini sensores térmicos (termistores). Dois sensores foram implantados no interior do joelho, um na parte central (região intra-condilar) e o outro no tecido subcutâneo. Quatro sensores foram posicionados em quatro pontos distintos da pele (medialmente, lateralmente, anteriormente e posteriormente) na altura da interlinha articular. Um sensor foi posicionado entre o enfaixamento e a fonte de resfriamento. O último sensor foi colocado no interior do aparelho de medição para controle da temperatura interna do mesmo. A coleta da temperatura foi realizada após a cirurgia, durante a aplicação do resfriamento e após a retirada da fonte. Os dados de temperatura foram registrados a cada segundo por 16 horas. Nas primeiras 2 horas de tratamento, ambos os métodos de resfriamento alcançaram temperaturas semelhantes na região intra-condilar. Após quatro horas de resfriamento, a temperatura mínima atingida no tecido subcutâneo foi de 34,6ºC ± 1,4ºC e 28,6ºC ± 5,7ºC no grupo A e no grupo B, respectivamente. A temperatura mínima alcançada na região inter-condilar foi de 36,6ºC ± 0,1ºC no grupo A e de 33,4ºC ± 3,9ºC no grupo B.

Embora estudos experimentais avaliem as aplicações de aquecimento e resfriamento terapêuticos, os resultados geralmente são limitados, variados e não conclusivos. Na prática clínica, esses resultados geram dificuldades na determinação da modalidade adequada, da forma de aplicação e do tempo de uso dos recursos (CHUGHTAI et al., 2017).

Nesse contexto, muitas são as dificuldades para a realização de experimentos na área da saúde devido ao caráter invasivo dos procedimentos, aos riscos de infecções, a imprecisão de alguns parâmetros pela complexidade do controle e o 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 (TROBEC, 2008; CRACIUNESCU, 2009).

Uma vez que dados de temperaturas experimentais não são facilmente adquiridos, o estudo computacional da transferência de calor nos tecidos é de extrema relevância para a compreensão da distribuição da temperatura nos tecidos biológicos (RODRIGUES et al., 2013). Para Brodland (2015), os modelos computacionais evitam algumas dificuldades experimentais e muitas vezes permitem observações que não são experimentalmente viáveis. Neste contexto,

a estimativa não invasiva da temperatura em tecidos biológicos é de grande importância para o acompanhamento e a orientação das práticas termoterapêuticas e atrai, atualmente, muitas atenções (AMINI; EBBINI; GEORGIOU, 2005; BEDIN; BAZÁN, 2014).

2.3 MODELOS DE BIOTRANSFERÊNCIA DE CALOR E SIMULAÇÃO NUMÉRICA

Os modelos matemáticos são construídos na tentativa de representar fatos observados e de fornecer basicamente as mesmas respostas que seriam obtidas por meio de testes experimentais (TEIXEIRA; KESSLER; MALISKA, 2015). Ao longo dos anos, diversos modelos matemáticos foram desenvolvidos com o intuito de descrever a transferência de calor em tecidos vivos (HASSANPOUR; SABOONCHI, 2015; ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2015). Estes modelos, denominados modelos de biotransferência de calor, são capazes de fornecer uma análise quantitativa do complexo fenômeno de transferência de calor nos tecidos biológicos e são, comumente, desenvolvidos com base em duas aproximações principais: 1- contínua e 2- vascular discreta (ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2015; BHOWMIK et al., 2013).

Segundo a literatura, os modelos contínuos produzem equações mais simplificadas por considerarem o impacto térmico de todos os vasos sanguíneos como um parâmetro global, ignorando, assim, o fluxo sanguíneo em cada vaso sanguíneo. Os modelos vasculares são mais complexos, uma vez que o impacto térmico de cada vaso sanguíneo é considerado individualmente, possibilitando a previsão da distribuição da temperatura ao longo das direções de interesse (ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2015; BHOWMIK et al., 2013).

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. O modelo proposto foi baseado em um procedimento experimental, no qual a temperatura na posição radial do antebraço de nove indivíduos foi mensurada. As temperaturas foram medidas por meio de termopares inseridos no antebraço dos indivíduos. Nenhuma anestesia foi aplicadacom o intuito de evitar efeitos sobre a perfusão sanguínea (VALVANO, 2005). A equação derivada do estudo de Pennes, 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. Na literatura, ela 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 por meio 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 Equação (2.1):

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

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

Em seu estudo, Pennes (1948) propôs que, nos tecidos vivos, a transferência de calor pode ocorrer por condução ($k\nabla^2T$) entre as camadas teciduais e por convecção [$(\rho c_p)_b\, w_b(Ta - T)$] entre o 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).

Dessa forma, na tentativa de tornar o modelo simplificado e representativo, algumas hipóteses simplificadoras foram adotadas por Pennes:

1) a geometria do antebraço, analisado em posição de pronação, foi assumida como um cilindro perfeito;
2) o calor metabólico foi considerado uniforme através do antebraço;
3) o calor transferido do sangue para o tecido foi analisado de uma maneira global. Por tratar-se de um modelo contínuo, o calibre dos vasos que conduzem o sangue e a sua quantidade não foram considerados;
4) o fluxo sanguíneo foi considerado constante e isotrópico através do antebraço, negligenciando o efeito da sua direcionalidade;

5) o fluxo de calor transferido do sangue para o tecido atinge o equilíbrio térmico nos capilares e toda a troca de calor, entre o sangue e o tecido,antes e após os capilares foi negligenciada.

Desde a sua publicação, devido a grande simplicidade e a capacidade de prever razoavelmente bem a distribuição de temperatura, 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.

Fu et al. (2017) resolveram numericamente a equação de biotransferência de calor de Pennes e investigaram o comportamento térmico dentro pele com a presença de um tumor. A equação foi solucionada independente do tempo e foram simuladas diferentes formas de tumor dentro da pele. Os autores realizaram quatro simulações distintas. A primeira foi realizada com o intuito de comparar a solução numérica com um problema em estado estacionário e considerou um domínio retangular sem a presença de tumor. Segundo os autores, este exemplo auxilia na determinação de todos os parâmetros para as simulações subsequentes. A segunda simulação foi tridimensional e teve como foco a comparação dos resultados com simulações bidimensionais encontradas na literatura. O dominío utilizado foi o mesmo da primeira simulação, mas com um tumor retangular de 0,01 m de espessura e com 0,02 m no eixo z. A terceira e a quarta simulações estudaram os efeitos da geometria e dos campos do tumor sobre os campos de temperatura, respectivamente. Sabe-se que tumores reais não são retangulares. Desta forma, a terceira simulação considerou cinco geometrias diferentes, mas com volumes idênticos. Na quarta simulação o tumor foi considerado como uma esfera e foram analisados 4 estágios diferentes (estágio 1: única esfera; estágio 2: duas esferas conectadas; estágio 3: duas esferas próximas; estágio 4: duas esferadas distantes). Após as simulações, os autores concluem que diferentes geometrias tumorais geram comportamentos térmicos distintos na pele, que as maiores temperaturas são observadas no interior do tumor ou nas regiões mais próximas e que tumores menores e separados são mais difíceis de detectar, uma vez que geram menor alteração de temperatura.

Copetti et al. (2017) utilizaram a equação de Pennes para avaliar as perdas de calor para o ambiente devido à convecção, radiação ou evaporação em um pé descalço. Para a realização do estudo, os tecidos que compõem o pé (ossos, músculos, tendões, pele e etc) foram simplificados em pele e tecido interno. Nenhuma fonte de calor externa foi considerada. Desta forma, a condição de contorno de temperatura ambiente foi imposta à face externa do modelo

representativo do pé. Os autores analisaram o pé descalço sem nenhum movimento e sem esforços temporais e, por este motivo, adotaram o regime estacionário. O método de elementos finitos foi utilizado para a solução da equação de Pennes. Os valores de densidade, calor específico, taxa de perfusão sanguínea e metabolismo foram os mesmo para o tecido interno e a pele. No entanto, os valores de condutividade térmica adotados foram diferentes nestes tecidos. As simulações foram realizadas em domínios bidimensional e tridimensional e foram consideradas as temperaturas ambientes de 10ºC, 25ºC e 35ºC. O domínio bidimensional correspondeu a uma secção longitudinal de um pé humano médio com aproximadamente 0,28 m. Um scanner a laser 3D foi realizado para a construção em CAD (Computer Aided Design) do domínio tridimensional. Para este domínio, nenhuma distinção foi feita entre o tecido interno e a pele, visto que uma malha extremamente refinada seria necessária para a camada fina da pele (0,002 m). Com isso, a malha foi realizada em um único domínio sólido formado pelo pé. Na simulação tridimensional, o valor de condutividade térmica do tecido interno foi adotado em todo o domínio. Os resultados mostram que os modelos bidimensional e tridimensional apresentaram temperaturas semelhantes. No entanto, por considerar as perdas de calor nos eixos x, y e z, o modelo tridimensional apresentou temperaturas ligeiramente inferiores as alcançadas com o modelo bidimensional.

Joukar et al. (2015) utilizaram a equação de biotransferência de calor de Pennes para simular tridimensionalmente a transferência de calor no interior do olho humano sob a influência de três fontes de calor. As simulações foram realizadas com base no método de elementos finitos (MEF), em regime transiente, e três tipos diferentes de laser foram avaliados (Nd:YAG, Nd:YAP e IRA com comprimentos de onda de 1340 nm, 1064 nm e 193 nm, respectivamente). Nesse estudo foram investigados os efeitos das três fontes de laser, da temperatura ambiente (simulação em regime estacionário), da potência do laser (0,1 W, 0,15 W, 0,2 W) e do diâmetro da pupila (5 mm, 6 mm, 7 mm, 7,8 mm) sobre a distribuição de temperatura do olho. As variações da temperatura em função do tempo foram analisadas em seis regiões opcionais (córnea, humor aquoso, cristalino, retina, coróide e esclera). Os resultados da simulação em regime estacionário, que avaliou a distribuição da temperatura do olho em temperatura ambiente, mostram que as regiões localizadas mais profundamente no olho (retina, esclera, humor vítreo e coróide) apresentam temperaturas mais elevadas que as regiões superficiais (córnea e íris). Os resultados da simulação em regime transiente mostraram que a temperatura no interior do olho aumenta com o aumento da potência do laser e com o diâmetro da pupila. O laser Nd:YAG atingiu maior temperatura na retina (110ºC). O laser Nd:YAP promoveu uma elevação de temperatura nas regiões da retina, humor aquoso e da lente

(49 ºC). O Laser IRA (fluoreto de argônio) apresentou uma maior elevação da temperatura na região superficial do olho (córnea), atingindo 207ºC. Todos os resultados encontrados nesse estudo corroboraram com a literatura.

Lin et al. (2015) utilizaram a simulação para mapear a distribuição de temperatura e investigar a influência de diferentes tipos de tecidos pélvicos e da escolha de propriedades térmicas na eficiência de balão de resfriamento endoretal. O modelo geométrico foi desenvolvido com base em imagens de ressonância magnética de quatro indivíduos com diferentes tamanhos de próstata e composição da pelve (tecido adiposo e plexo venoso periprostático). O estudo teve como objetivos: 1- investigar, em pacientes com diferentes características teciduais e anatômicas, a eficácia do resfriamento gerado pelo balão de resfriamento endoretal por meio da avaliação da temperatura nos feixes neurovasculares e na próstata; 2- avaliar como diferentes componentes teciduais poderiam impactar no resfriamento do balão de resfriamento endoretal. Segundo os autores, a quantidade de vasos sanguíneos pode variar entre os indivíduos e o efeito dissipador de calor pode diminuir a capacidade de resfriamento. Desta forma, a comparação de indivíduos com ou sem plexo venoso periprostático extenso foi realizada. Além disso, os autores ressaltam que o tamanho da próstata também varia entre os pacientes e que próstatas maiores podem não ser resfriadas eficientemente. Com isso, o tamanho da próstata foi investigado bem como o volume de gordura pélvica. O modelo de biotransferência de calor de Pennes foi utilizado para modelar a distribuição de temperatura. Os resultados mostraram que o tamanho da próstata e do plexo periprostático foram os dois fatores principais que afetaram o resfriamento pelo balão de resfriamento endoretal. Nos casos com pouca quantidade de plexo venoso e próstata pequena, a temperatura média na próstata e nos feixes neurovasculares diminuiu para 25ºC em 30 minutos de resfriamento. Os casos com maior quantidade de plexo venoso e maior tamanho da próstata, a temperatura não alcançou 25ºC no final de 3 horas de resfriamento. Os autores relatam que o impacto do tecido adiposo foi pequeno.

Jeon e Choi (2015) utilizaram a equação de Pennes e as equações de Navier-Stokes para simular um problema de transferência de calor conjugado entre a pele, submetida à uma fonte de calor, e o ar. As simulações foram realizadas por meio do Ansys-Fluent baseado no MVF. Quatro condições distintas foram consideradas para a simulação. O caso 1 avaliou o fenômeno de condução, desconsiderando a convecção natural. Os casos 2 e 3 avaliaram a condução associada à convecção natural com coeficientes convectivos (h) de 7 e 25 W/m²K, respectivamente. No caso 4, as equações de Navier-Stokes e a equação de Pennes foram tratadas

de forma totalmente acoplada. As equações mencionadas foram utilizadas para descrever a região fluida (ar) e a região sólida, respectivamente. Nesse estudo, as propriedades da pele e do sangue foram consideradas constantes. Os resultados apresentados foram coerentes com dados encontrados na literatura.

Khanday e Hussain (2015) estimaram o perfil de temperatura da pele humana com o auxílio da equação de biotransferência de calor. Um modelo unidimensional composto por três camadas (epiderme, derme e hipoderme) e uma fórmula explícita do método de diferenças finitas (MDF) foram desenvolvidos para a previsão da temperatura nas condições de resfriamento intenso. O impacto de diferentes temperaturas ambientes (25°C, 20°C, 15°C, 5°C, -5°C e -10°C) sobre a pele foi analisado em diferentes pontos nodais. Os resultados obtidos foram utilizados para identificar os cenários em que diferentes graus de queimaduras ocorrem na epiderme, derme e na hipoderme. Segundo os autores, as temperaturas ambientes de 25ºC e de 20ºC aumentam a temperatura dos tecidos abaixo da epiderme. Temperaturas de 15ºC e 5ºC seriam capazes produzir sensação de frio e desconforto térmico, respectivamente. Em contrapartida, temperaturas atmosféricas de -5ºC pode ocasionar necrose da derme e temperaturas de - 10ºC danificam a hipoderme, músculo e o osso.

Areias (2015) simulou numericamente o aquecimento dos tecidos biológicos provocado pelo ultrassom terapêutico. As simulações foram realizadas por meio do programa comercial COMSOL Multiphysics® (versão4.3), que utiliza a técnica de elementos finitos.A Simulação foi feita considerando a frequência de 1MHz do ultrassom, intensidades de 0,5; 1,0; 1,5 e 2,0 Wcm^{-2} e tempo de 300 segundos. A equação de uma onda acústica em um meio sem perdas e equação de biotransferência de calor foram adotadas para a modelagem matemática do problema analisado. Para fins de simplificação do modelo, os termos da perfusão e do metabolismo foram determinados como zero. As geometrias foram elaboradas de forma progressivamente mais complexa, buscando a aproximação do caso real. A primeira geometria tinha forma retangular e foi utilizada para simulação do campo acústico e do campo térmico em água. O transdutor foi representado por uma linha fina de 32 mm, correspondente ao diâmetro de um transdutor normalmente utilizado em fisioterapia. A segunda geometria foi composta por camadas de espessuras reais de gordura, músculo, osso cortical e medula óssea, obtidas na literatura para o terço médio do braço. Segundo o autor, nesse modelo o tamanho do transdutor foi alterado para 25 mm, visto que este também é o tamanho da cerâmica piezoelétrica utilizada na construção de alguns transdutores empregados em fisioterapia. O transdutor foi representado por uma linha de 25 mm. A terceira geometria considerou espessuras reais obtidas na literatura

para pele, gordura, músculo e osso. Para a pele foi adotada a espessura de 1,1 mm. As espessuras dos outros tecidos biológicos e o tamanho do transdutor foram mantidos iguais aos descritos na segunda geometria. A quarta geometria foi elaborada considerando inclinações de 7,5º, 15º e 22,5º em relação à face do transdutor. A quinta geometria considerou quatro círculos concêntricos com raios 6,5 mm; 12,15 mm; 42,5 mm e 47,5 mm, representando camadas de medula óssea, osso cortical, músculo e gordura, respectivamente. Neste modelo, o diâmetro do transdutor foi de 36 mm. A camada de acoplamento entre o transdutor e a gordura foi considerada como composta de água. A partir da quinta geometria, o autor realizou adaptações ao modelo para a inserção de materiais como aço inoxidável, representando implantes. Neste modelo, o domínio central (medula óssea) foi substituído por aço inoxidável, representando uma haste intramedular. Em seguida foram desenhadas mais duas geometrias fazendo a inserção de uma "meia lua" em contato com a camada de osso cortical, buscando a representação de placas tubulares. As placas foram desenhadas com duas espessuras diferentes: 1,5 mm e 3,0 mm. Os resultados do estudo mostram que na simulação em camada única (geometria 1), realizada em água, a temperatura não apresenta mudanças significativas, devido ao baixo coeficiente de atenuação e alto calor específico do material. Nas simulações que adotaram as geometrias 2 e 3, o aquecimento expressivo na interface músculo/osso pode ser observado. Segundo o autor, a literatura relata que o aquecimento gerado se deve as características dos meios, já que ao atravessar do músculo (meio mais maleável e com menor coeficiente de atenuação) para o osso (meio mais rígido e com maior coeficiente de atenuação), grande parte da energia transportada pelo feixe ultrassônico é depositada nessa interface. Nas simulações que consideraram as inclinações de 15º e 7,5º, a interface músculo – osso foi preferencialmente aquecida. Na inclinação de 22,5ºC, além do aumento da temperatura na interface músculo-osso, houve um aquecimento expressivo na região que representa a gordura. O autor relata que as inclinações acabam por desviar o "foco" de aquecimento do eixo central do transdutor. Nas simulações realizadas considerando os círculos concêntricos, a temperatura aumentou conforme a intensidade e tempo de exposição ao ultrassom. Os resultados da simulação apresentaram temperaturas acima de 45ºC para os tempos de 75 segundos e intensidade de 2,0 Wcm^{-2}, 150 segundos e intensidade de 1,5 Wcm^{-2} e 300 segundos com intensidade de 2,0 Wcm^{-2}. Em situações reais, as simulações com os tempos e intensidades descritos ocasionariam dano tecidual. As simulações realizadas com base nos modelos com implantes metálicos não mostraram diferenças significativas nos valores de temperatura final para cada tempo de exposição e intensidade, quando comparadas aquelas sem a presença de implantes. Neste estudo, nenhuma comparação dos resultados com dados reais foi realizada.

Bhowmik, Repaka e Mishra (2014) utilizaram a equação clássica de biotransferência de calor para simular numericamente a distribuição da temperatura da pele durante a imagem térmica dinâmica. Os autores realizaram um estudo teórico sobre um modelo de pele vascularizada para prever os critérios para a detecção precoce de melanoma utilizando imagens térmicas. O modelo geométrico desenvolvido considerou a epiderme, derme, tecido adiposo e músculo. Inicialmente, a pele foi mantida em condição ambiente estável por 15-20 minutos. O mapa térmico obtido neste momento inicial teve como objetivo servir como um padrão de referência térmica para posterior avaliação. Posteriormente, a pele foi submetida a um estímulo de resfriamento por 60 segundos. Após o resfriamento, a superfície cutânea foi exposta ao meio ambiente e as trocas de calor por convecção, evaporação e radiação foram consideradas. O mapeamento do comportamento da temperatura foi realizado durante o tempo de recuperação, que ocorre após a retirada do resfriamento até o equilíbrio da temperatura da superfície com o ambiente. As imagens térmicas foram comparadas com as simulações numéricas. Os resultados encontrados não identificaram nenhuma diferença representativa entre o valor de temperatura da pele vascularizada normal e da pele com o melanoma inicial. Segundo os autores, a resposta térmica devido ao fluxo sanguíneo da superfície se sobrepõe a resposta precoce do melanoma.

Damor, Kumar e Shukla (2014) utilizaram a equação de biotransferência de calor para avaliar o uso da hipertermia, por meio de uma fonte eletromagnética externa, no tratamento de câncer. O esquema de diferenças finitas implícito foi utilizado para a solução da equação. Considerou-se um modelo unidimensional e assumiu-se que os parâmetros térmicos eram independentes da temperatura. Segundo os autores, os resultados podem contribuir para compreender a resposta do tecido em escala macro quando colocado sob uma fonte de aquecimento externa.

No estudo de Das e Mishra (2014), a equação de Pennes foi implementada para estimar o tamanho e a localização de um tumor. A estimativa baseou-se na análise da mudança do perfil de temperatura da pele. A equação de biotransferência de calor foi solucionada por meio do MVF. Um modelo bidimensional foi elaborado e os perfis de temperatura da pele, em regime permanente, foram obtidos para diferentes tamanhos e localizações de tumor. Segundo os autores, o tamanho e a localização dos tumores foram estimados precisamente com o auxílio computacional.

Reis, Loureiro e Lobosco (2014) utilizaram a equação de biotransferência de calor proposta por Pennes para solucionar um problema de hipertermia em um domínio tridimensional. O domínio foi dividido em tecido muscular e tumoral. Considerou-se um

domínio cúbico de 0,1 m de aresta. O estudo de hipertermia foi realizado considerando o uso de nanopartículas magnéticas submetidas à um campo magnético alternado. A perfusão sanguínea foi adotada em função da temperatura do tecido. O MDF foi utilizado para resolver a equação diferencial parcial não linear. Os resultados da simulação mostraram que o tecido tumoral atingiu temperatura de 43ºC. Segundo os autores, essa temperatura produz necrose do tecido tumoral sem causar dano ao tecido saudável adjacente.

A ampla aplicabilidade da equação de Pennes (1948) instigou diversos pesquisadores a questionar suas simplificações e a propor novos modelos que melhor representassem a transferência de calor nos tecidos considerando suas peculiaridades. Dessa forma, para superar as deficiências da equação clássica de biotransferência de calor, diversas modificações e novos modelos são 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 a 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 distribuidores (ARKIN; XU; HOLMES, 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.

Anos após sua publicação, a equação de calor em tecidos vivos foi criticada por Wulff (1974), que descreveu algumas das simplificações adotadas por Pennes como impróprias. Primeiramente, a combinação dos efeitos locais (energia armazenada, difusão de calor e taxa de geração) com os efeitos globais (convecção devido à perfusão sanguínea) no sistema de controle do modelo de Pennes (1948) não é apropriada. Outro erro encontrado por Wulff (1974)

foi em relação à consideração de três valores distintos de temperatura (temperatura do tecido, temperaturas na entrada e na saída da corrente sanguínea) no mesmo ponto do tecido. Pennes (1948) assumiu que a convecção de calor intra e extracelular dos biofluidos ocorre em qualquer direção, o que é considerdo um equívoco. E finalmente, a equação proposta determina a transferência de calor entre o tecido estacionário e os bio-fluidos com base na diferença de temperatura na corrente sanguínea, o que contraria o modelo analítico de convecção, no qual a diferença de temperatura entre os dois é relevante.

Wulff (1974) não só apontou falhas no modelo de Pennes (1948), como sugeriu uma nova equação de conservação de energia na qual um termo de transferência de calor por convecção foi introduzido, a transferência de calor entre o fluxo sanguíneo e o tecido foi modelada em função da direção de escoamento e ao invés da perfusão, e a geração de calor metabólico foi expressa em função da velocidade local do sangue, da entalpia e da extensão da reação (BHOWMIK et al., 2013). O modelo proposto por Wulff (1974) é determinado pode ser visto na equação (2.2):

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial_t} = \nabla(k_t \nabla T_t) - (\rho_s c_s v_s \rightarrow)\nabla T_s + \rho_s v_s \rightarrow \Delta H_f \nabla \psi \tag{2.2}$$

em que:ρ_s, c_se T_s é a densidade, o calor específico e a temperatura do sangue respectivamente.$\vec{v}_s \rightarrow$ é a velocidade média local aparente do sangue, ΔH_f é a entalpia específica da reação metabólica e $\nabla\psi$ é a extensão da reação.

A equação (2.2) representa um modelo contínuo da análise da transferência de calor tecidual e apresenta as limitações em relação à determinação da massa local de sangue e a necessidade do tecido e o volume de sangue estar em equilíbrio térmico (ZOLFAGHARI, MAEREFAT, 2015; BHOWMIK et al., 2013).

No mesmo ano Kingler (1974) sugeriu que o modelo de Pennes (1948) apresentava erros referentes a não consideração dos efeitos não unidirecionais do fluxo sanguíneo. O autor então propôs um modelo contínuo similar ao de Wulff (1974) onde a convecção no tecido foi determinada com base na anatomia vascular *in vivo* (CHO, 1992). Kingler (1974) considerou os efeitos das variações espaciais e temporais da fonte de calor e da velocidade e assumiu as propriedades físicas do tecido como constantes e o fluxo sanguíneo como incompressível

(ZOLFAGHARI, MAEREFAT, 2011). O modelo de biotransferência proposto por Kingler (1974) é determinado pela equação (2.3):

$$\rho_t c_t \frac{\partial T_t}{\partial_t} = \nabla(k_t \nabla T_t) - (\rho_s c_s v)\nabla T_s + q_{met} \tag{2.3}$$

A equação acima possui os mesmos termos da equação de Wulff (1974), exceto pelo termo responsável por expressar a não uniformidade espacial e temporal da velocidade (v) e o termo genérico de geração de calor metabólico (q_{met}).

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; XU; HOLMES, 1994). Este trabalho demonstrou que toda a troca de calor entre o sangue arterial e o tecido ocorria ao longo da rede circulatória, em vasos com diâmetros que variavam entre 50 e 500 µm, 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; XU; HOLMES, 1994). Ao dividir o volume do controle total do tecido em um subvolume de tecido sólido e um subvolume de sangue, os autores propuseram uma abordagem diferente para calcular o termo de transferência de calor devido à perfusão sanguínea (ZOLFAGHARI, MAEREFAT, 2011; BHOWMIK et al., 2013). A equação (2.4) demonstra a conservação de energia propostas por Chen e Holmes (1980).

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(k_{eff} \nabla T) + \rho_s w_s c_s (T_a - T) - \rho_s c_s v . \nabla T + q_{met} \tag{2.4}$$

$$k_{eff=} k_t + k_{ps} \tag{2.5}$$

em que: $v\rightarrow$ é a velocidade do sangue; k_{eff} é a condutividade térmica efetiva e k_{ps} é a condutividade térmica devido a perfusão sanguínea.

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 [$\rho_s c_s \vec{v}\rightarrow . \nabla T$] refere-se à transferência de calor que ocorre por convecção através do fluxo sanguíneo de encontro com o gradiente de temperatura do tecido (ARKIN; XU; HOLMES, 1994; VALVANO, 2010). Outra diferença do modelo trata da temperatura arterial (T_a) que, representa o valor de temperatura nas grandes artérias incluídas no modelo e não à temperatura de núcleo corporal, como foi determinado por Pennes (1948). A temperatura do sangue nos pré capilares (arteríolas e vênulas) está em equilíbrio térmico com a temperatura do tecido sólido adjacente (BHOWMIK et al., 2013).

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. Portanto, esse modelofoi baseado na hipótese de que pequenas veias e artérias são paralelas e o fluxo sanguíneo é em contracorrente, resultando em aquecimento contrabalanceado e efeitos de arrefecimento (KHANAFER; VAFAI, 2009). Com isso, os autores sugeriram um sistema de três equações acopladas:

$$(\rho c)_s \pi r_v^2 v \frac{dT_a}{ds} = -q_a \tag{2.6}$$

$$(\rho c)_s \pi r_v^2 v \frac{dT_V}{ds} = -q_V \tag{2.7}$$

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla k \nabla T - \{ng(\rho c)_s.(T_a - T_V) - n\pi r_v^2(\rho c)_s \bar{v}. \frac{d(T_a - T_v)}{ds}\} + q_{met} \quad (2.8)$$

em que: q_a é o calor perdido pela artéria através de sua parede, q_v é o ganho de calor do sangue através da parede interna da veia, T_a e T_v representam a temperatura de núcleo corporal e a temperatura no interior do vaso sanguíneo respectivamente, r representa o raio do vaso, $\bar{v}$ é a velocidade média em qualquer artéria ou veia, n é o número de artérias ou veias, g é a velocidade da perfusão de sangramento por unidade de área superficial do vaso s.

A equação (2.6) e a equação (2.7) descrevem a transferência de calor das artérias e veias termicamente significativas, respectivamente. A equação (2.8) 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. Para simplificar Weinbaum e Jiji (1985) propuseram expressar a temperatura do tecido por meio da média local dos valores de temperatura da veia e da artéria, e assumiram que a magnitude da diferença entre q_a e q_v é muito menor que seus próprios valores, considerações estas determinadas pelas equações (2.9), (2.10) e (2.11) (ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2011; KHANAFER; VAFAI, 2009).

$$T_t = \frac{T_a + T_v}{2} \quad (2.9)$$

$$q_a \approx q_v \approx \sigma_\Delta k_t (T_a - T_v) \quad (2.10)$$

$$\sigma_\Delta = \frac{\pi}{cosh^{-1}(l/2r)} \quad (2.11)$$

em que: σ_Δ é o fator de forma geométrica e $(l/2r)$ indica a proporção do comprimento do vaso (l) em relação ao seu diâmetro ($2r$).

A partir das considerações apresentadas pelas equações (2.9), (2.10) e (2.11),o modelo de transferência de calor simplificado de Weinbaum e Jiji (1985) é determinado pela equação (2.12) (ZOLFAGHARI, MAEREFAT, 2011; KHANAFER, VAFAI, 2009):

$$\rho_t c_t \left(\frac{\partial T_t}{\partial_t}\right) = \nabla(k_{eff} \nabla T_t) + q_{met} \tag{2.12}$$

em que: k_{eff} é a condutividade térmica efetiva definida pela equação(2.13):

$$k_{eff} = k_t[1 + Pe_i^2 V(\xi] \tag{2.13}$$

em que: ξé um adimensional de distância definido por x/L, sendo L o comprimento da camada de tecido, e $V(\xi)$ é um adimensional, função da geometria vascular e pode ser calculado com dados vasculares disponíveis. Pe_i é o número de Peclet de entrada e representa a taxa de fluxo sanguíneo independente da geometria vascular. O número de Peclet é determinado pela equação (2.14) (ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2011):

$$Pe_i = \frac{2\rho_s c_s r_i v_i}{k_s} \tag{2.14}$$

em que: r_i e v_i são o raio do vaso e a velocidade do sangue na entrada da camada de tecido, para $x = 0$.

No que diz respeito à aplicabilidade e as limitações, o modelo simplificado de Weinbaum e Jiji (1985) apresenta resultados precisos de temperatura dos tecidos para vasos com valores de diâmetros menores que 200 µm e relação de comprimento de equilíbrio Le/L < 0,3. O modelo foi fundamento para tecidos periféricos, com espessuras menores que 2 cm. Para a análise de camadas de tecido profundas e para músculos esqueléticos, a equação não pode ser utilizada. Na região que contém um grande vaso sanguíneo, a premissa de que a maior parte do calor perdido pela artéria é recapturada pela sua veia em contracorrente pode ser violada,

tornando-se um modelo impreciso para a previsão do campo da temperatura (ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2011).

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 dificultaram amplamente as implementações dessas melhorias. Consequentemente, após mais de sessenta anos de sua publicação, a equação de biotransferência de calor de Pennes ainda é a mais utilizada para descrever a transferência de calor e a distribuição da temperatura nos sistemas biológicos.

Apesar da modelagem matemática ter provado ser uma abordagem confiável para investigar a distribuição da temperatura no interior dos sistemas vivos, as soluções analíticas estão limitadas apenas à problemas simplificados, com condições de contorno simples e a geometrias pouco complexas (NG; TAN; OOI, 2009; MALISKA, 2004). Nesse contexto, as simulações numéricas apresentam poucas restrições e podem resolver problemas físicos complexos, com geometrias também complexas e com condições de contorno gerais (MALISKA, 2004). Por esse motivo, inúmeros estudos buscam avaliar computacionalmente, por meio de métodos numéricos, a transferência de calor nos tecidos biológicos (PAUL et al., 2014; SILVA et al., 2011; TROBEC et al., 2008).

Nas recentes décadas, a simulação numérica, devido à grande disseminação do computador e a relativa facilidade de aplicação dos métodos numéricos, ganhou um grande destaque não somente na engenharia, como também nas ciências da saúde (RASHKOVSKA et al., 2009; MALISKA, 2004; SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011b). 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 atraem à atenção de diversos profissionais e tem feito com que essa ferramenta cresça em importância e utilidade. Desta forma, as simulações numéricas são, atualmente, uma ferramenta de grande valia na compreensão e solução de uma gama de problemas da área da saúde.

Ao revisar a literatura pode-se perceber que a grande maioria dos trabalhos sobre transferência de calor em tecidos vivos está voltada ao estudo da hipertermia para o tratamento do câncer (PARKER et al., 1983; ROEMER, 1999; STEC et al., 2004; FIORENTINI; SZASZ, 2006; GUPTA; SINGH; RAI, 2013) ou para localização e avaliação de tamanho de tumores (DAS; SINGH, MISHRA, 2013), cujas condições diferem daquelas nas quais o aquecimento e o resfriamento são realizados na reabilitação física.

É visível a escassez de estudos na área da fisioterapia que investiguem o comportamento da temperatura durante os procedimentos térmicos e o analise levando em consideração tanto os aspectos fisiológicos quanto os físicos inerentes aos processos de aquecimento e de resfriamento tecidual. Dentre os estudos existentes, a atenção é normalmente voltada a apenas uma camada ou estrutura tecidual específica, na maioria das vezes a pele (LIU; CHEN; XU, 1999; DENG; LIU, 2002; JIANG et al., 2002; GOWRISHANKAR et al., 2004) e músculos (ABRAMSON et al., 1967; DRAPER et al., 1999; TAYLOR et al., 1995); DRAPER et al., 2004; ROBERTSON et al., 2005), ficando negligenciadas as relações térmicas existentes entre um tecido e as estruturas a ele adjacentes.

Na literatura são poucos os estudos que simulam o comportamento da temperatura nos diferentes tecidos que compõem a articulação do joelho (TROBEC et al., 2008; ARAÚJO, 2009; GONÇALVES et al., 2010; SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011a; SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011b; XIAO et al., 2011; COUTINHO et al., 2013; XUE; HE; LIU, 2013). Desses, dois avaliam o comportamento da temperatura nas estruturas que integram à articulação durante a situação de neutralidade térmica e seis durante os processos de aquecimento ou de resfriamento terapêuticos (TROBEC et al., 2008; ARAÚJO, 2009; SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011a; SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011b; XIAO et al., 2011; XUE; HE; LIU, 2013). As simulações existentes são realizadas, em sua maioria, em domínios unidimensionais (ARAÚJO, 2009; SILVA FRANÇA; PINOTTI, 2011a) ou bidimensionais (SILVA; FRANÇA; PINOTTI, 2011b) e, somente três estudos avaliam tridimensionalmente a distribuição da temperatura nos diferentes tecidos que compõem o joelho humano durante a aplicação dos recursos térmicos (TROBEC et al., 2008; XIAO et al., 2011; XUE; HE; LIU, 2013). No entanto, desses últimos, apenas um realiza a comparação dos resultados com dados experimentais.

No estudo de Trobec et al. (2008) apenas o resfriamento tópico do joelho, induzido por dois métodos crioterápicos diferentes, foi simulado numericamente. Para isso, duas simulações distintas foram realizadas: 1 – com um líquido a uma temperatura constante (*crio-cuff*) e 2 – com bolsas térmicas congeladas. Ambas as situações foram simuladas por 2 horas. 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 MDF. A transferência de calor foi modelada por uma equação diferencial parcial de segunda ordem. Os resultados da simulação indicam que os tecidos próximos à superfície resfriaram mais do que os tecidos centrais da articulação. Segundo os autores, os resultados desse estudo apresentaram boa concordância com dados experimentais. Apesar dos resultados positivos

citados pelos autores em relação às simulações, não está claro no estudo o quanto esses se correlacionam com as medições das temperaturas realizadas experimentalmente *in vivo*. Diferentemente do presente trabalho, a comparação com os dados experimentais foi realizada em apenas dois pontos (um mais superficial, na região do subcutâneo; outro mais profundo, na região intra-articular). Esse fato limita a compreensão do comportamento da temperatura nos demais tecidos envolvidos na terapia. Adicionalmente, as simulações não levaram em consideração os ajustes da perfusão sanguínea em resposta às variações da temperatura e nem os grandes vasos sanguíneos presentes no joelho, limitando o modelo.

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 uma diferença percentual média de 35,9%, 1,64% e 1,23%, respectivamente. Entretanto, diferentemente do presente estudo, a geometria do joelho foi simplificada para a de um cilindro e as simulações foram realizadas apenas na direção radial. Além disso, a análise do comportamento da temperatura com essas simulações foi limitada à um único ponto no tecido.

Gonçalves et al. (2010) utilizaram a simulação numérica para avaliar bidimensionalmente a distribuição da temperatura nos diferentes tecidos que compõem a articulação do joelho canino durante a situação de neutralidade térmica. O modelo geométrico da articulação foi elaborado com base em uma imagem digital de um corte transversal do joelho canino e foi composto por cinco camadas teciduais (tecido subcutâneo, tecido adiposo, músculo, líquido sinovial e osso). O fenômeno físico foi regido por uma versão simplificada da equação geral de difusão de calor. A perfusão sanguínea e a geração de calor metabólico foram incorporadas à equação como um termo fonte de energia. A simulação numérica foi realizada com base no método de volumes finitos e a condição de contorno de convecção ($h = 6$ W/m ºC e $T_{amb} = 25$ ºC) foi adotada. Os resultados obtidos com a simulação foram comparados com dados de um estudo experimental *in vivo* (ARAÚJO, 2009). Apenas as temperaturas encontradas no tecido subcutâneo e na cápsula articular apresentaram boa relação com os dados experimentais. Uma divergência superior a 10% entre os resultados da simulação e o estudo *in*

vivo pode ser observada para os tecidos muscular e adiposo. Os autores relatam que um superdimensionamento da perfusão sanguínea desses tecidos pode ser responsável pelas diferenças encontradas.

Silva, França e Pinotti (2011a) simularam unidimensionalmente a transferência de calor na articulação do joelho canino durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. A articulação do joelho foi representada por um cilindro composto de seis camadas teciduais (epiderme, subcutâneo, tecido adiposo, tecido muscular, região pericapsular e a cavidade intra-articular). 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. O metabolismo e a perfusão sanguínea foram considerados constantes, diferentemente do presente estudo que realizou simulações considerando a taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura tecidual. As simulações numéricas foram realizadas em regime transiente e com base na técnica de elementos finitos. As condições de contorno estabelecidas para as simulações do aquecimento terapêutico foram: temperatura da face externa (epiderme) equivalente à temperatura média da manta térmica (57,6 ºC) (simulação A1); temperatura da face externa equivalente ao valor médio das medidas locais de temperatura da epiderme após a estabilização (40,7 ºC) (simulação A2); fluxo de calor na face externa equivalente ao fluxo médio de calor fornecido pela manta térmica (215,7 Wm^{-2}) (simulação A3). A temperatura média das compressas de gelo (4,5 ºC) (simulação R1) e a temperatura da face externa equivalente ao valor médio das medidas locais de temperatura da epiderme após a estabilização (27,3 ºC) (simulação R2) foram as condições de contorno consideradas para as simulações do resfriamento terapêutico. Os resultados obtidos foram avaliados e comparados com valores médios de temperatura obtidos a partir de um estudo experimental *in vivo* (ARAÚJO, 2009). As simulações A1 (aquecimento), R1 e R2 (resfriamento) não apresentaram uma concordância satisfatória entre os resultados simulados e os dados experimentais, com diferenças percentuais médias de 14,8%, 17,1% e 17,0%, respectivamente. As simulações A2 e A3 obtiveram uma boa descrição dos dados experimentais e apresentaram diferenças percentuais médias de 1,0 e 2,1%, respectivamente. Segundo os autores, o modelo proposto é apropriado para a avaliação da distribuição da temperatura durante os processos de aquecimento, porém não é adequado para simular o processo de resfriamento.

Silva, França e Pinotti (2011b) simularam bidimensionalmente a transferência de calor na articulação do joelho canino durante a aplicação de recursos de aquecimento e resfriamento terapêuticos. O modelo geométrico adotado foi construído por meio de um programa de CAD

(Computer Aided Design) a partir de fotos de cortes transversais da articulação do joelho canino. Os seguintes tecidos foram considerados: epiderme, subcutâneo, adiposo, músculos, região pericapsular, região femorotibial, ligamento cruzado e osso. O modelo matemático baseou-se na equação de Pennes e o metabolismo e a perfusão sanguínea foram considerados constantes. As simulações foram realizadas utilizando a versão acadêmica do FETH baseado no MEF. Os resultados mostraram que as simulações de aquecimento obtiveram valores mais próximos dos dados experimentais, especialmente, quando a condição de fluxo térmico constante foi utilizada. Em contrapartida, as simulações do resfriamento não obtiveram valores aceitáveis.

Xiao et al., (2011) desenvolveram um modelo teórico tridimensional para caracterizar os campos de temperatura do joelho humano. O trabalho utilizou a equação de biotransferência de calor de Pennes para avaliar a distribuição de temperatura em joelhos normais e patológicos. Além disso, os efeitos do aquecimento tópico do joelho e de uma intervenção baseada no aquecimento do vaso sanguíneo foram analisados. O modelo geométrico da articulação desenvolvido foi simplificado e considerou apenas a pele, o músculo, o osso e o vaso sanguíneo. A perfusão sanguínea e o metabolismo foram considerados apenas no músculo e desprezados nos demais tecidos. Além disso, a perfusão sanguínea, diferentemente do presente estudo, não variou em função em da temperatura. As simulações numéricas foram executadas pelo programa Fluent 6.2.16. Para validar as simulações em neutralidade térmica, imagens térmicas do joelho humano obtidas por um sistema de imagem infravermelho foram utilizadas. Sabe-se que as imagens de termografia infravermelha pode detectar a energia emitida, transmitida e refletida nesse comprimento de onda pela superfície de um objeto (COSTELLO, 2012). Dessa forma, os resultados das simulações realizadas no estudo de Xiao et al. (2011) foram comparados apenas com temperaturas da superfície cutânea, negligênciando os tecidos mais profundos (alvos comuns dos recursos térmicos aplicados na prática clínica da fisioterapia). Apesar de avaliar diferentes condições de aquecimento da articulação, os métodos utilizados não foram bem descritos, o que inviabiliza a reprodução do estudo em pesquisas e na prática clínica. Adicionalmente, os critérios utilizados para a determinação dos fluxos de calor adotados como condição de contorno não foram explicitados no trabalho.

Coutinho et al., (2013) simularam computacionalmente a transferência de calor nos tecidos do joelho canino em condições de neutralidade térmica. Assim, o modelo geométrico foi feito no programa SOLIDWORKS 2012 ® e considerou os seguintes tecidos epiderme, tecidos subcutâneo, adiposo e muscular, região pericapsular, ligamento cruzados e osso. As

propriedades termofísicas e fisiológicas foram retiradas da literatura. Para simulação foram utilizados dois modelos 1- sem epiderme e 2- com epiderme, de modo a avaliar sua atuação na distribuição da temperatura no interior da articulação. A simulação foi realizada pelo programa ANSYS CFX ®. O modelo matemático foi baseado na equação de Pennes e, diferentemente do presente estudo, a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante. Os resultados mostraram uma diferença entre valores experimentais e simulados menores que 6%, exceto para os tecidos adiposo e muscular. Observou-se que a epiderme não foi muito influente na variação de temperatura. Os autores concluíram que os resultados foram satisfatórios, contudo, a perfusão sanguínea poderia ter valores mais concretos e menos errôneos, possibilitando valores mais próximos dos experimentais.

Xue, He e Liu (2013) avaliaram computacionalmente os efeitos de grandes vasos sanguíneos da articulação do joelho humano durante os processos de resfriamento e aquecimento. Foi desenvolvido um modelo tridimensional simplificado do joelho contendo pele, músculo, osso e vaso sanguíneo. Os dados anatômicos básicos foram retirados de imagens de tomografia e ressonância magnética. A equação clássica de Pennes foi adotada para modelar o campo de temperatura nos tecidos. A perfusão sanguínea foi considerada como uma função da temperatura. No entanto, a taxa de perfusão sanguínea e o metabolismo foram considerados apenas na camada muscular. Sabe-se que o metabolismo é crucial para a sobrevivência de tecidos vivos. A não consideração dessa propriedade fisiológica implica na necessidade de um maior fornecimento de energia para se alcançar o aumento de temperatura desejado (DAMOR; KUMAR; SHUKLA, 2014). Dessa forma, a energia necessária para se alcançar a temperatura ideal na simulação pode ser diferente da necessária para o processo real. As simulações desse estudo foram realizadas com base no método de volumes finitos utilizando o programa Fluent 6.3. Os resultados das simulações não foram comparados com nenhum dado experimental ou clínico. Além disso, as características dos recursos de aquecimento e de resfriamento simulados não são descritas no trabalho, o que inviabiliza a reprodução do procedimento na clínica.

Algumas diferenças básicas, entre a pesquisa atual e os estudos que utilizam um modelo geométrico baseado em imagens reais acima citados (TROBEC et al., 2008; XIAO et al., 2011; XUE; HE; LIU, 2013), podem ser pontuadas:

1) realização de teste de malha;
2) consideração da perfusão sanguínea em todos os tecidos;
3) consideração da taxa de perfusão sanguínea e da perfusão sanguínea como

função da temperatura de cada tecido. Essa condição é adotada somente por Xue, He e Liu (2013) e Trobec et al., (2008). No entanto, a consideração é realizada apenas na camada muscular.

4) simulações de situações de aquecimento ou de resfriamento comuns na prática clínica.

5) comparação com dados experimentais *in vivo* em todos os tecidos avaliados (epiderme, subcutâneo, tecido adiposo, músculo e cavidade intra-articular);

Por meio da revisão realizada pode-se notar que são escassos estudos que investiguem o comportamento da temperatura durante os procedimentos térmicos e o analise levando em consideração tanto os aspectos fisiológicos quanto os físicos inerentes aos processos de resfriamento ou de aquecimento tecidual. Além disso, os estudos publicados até o presente momento e que foram realizados por outros grupos de estudos distintos da UFMG, não apresentam comparações claras com dados experimentais *in vivo*. Os trabalhos encontrados na literatura também não apresentam uma metodologia esclarecedora e os recursos físicos utilizados nas simulações não são adequadamente descritos, o que inviabiliza a extrapolação dos resultados para a prática clínica da fisioterapia. Dessa forma, o presente estudo visa realizar simulações bidimensionais e unidimensionais da transferência de calor no joelho animal e humano em situações de regime permanente (neutralidade térmica) ou transiente (aquecimento ou resfriamento terapêuticos). Os resultados simulados serão, posteriormente, comparados com dados experimentais *in vivo* obtidos em modelo animal e com dados da literatura.

3 METODOLOGIA

O presente capítulo apresenta a metodologia utilizada para a realização das simulações numéricas da transferência de calor na articulação do joelho canino e humano durante as condições de neutralidade térmica, de aquecimento e de resfriamento terapêuticos. Serão descritos os procedimentos realizados para elaboração dos modelos geométricos representativos do joelho canino e humano e para a geração de malha em ambos os modelos. O modelo matemático adotado será apresentado juntamente com as propostas de alterações no termo de perfusão sanguínea, as quais foram testadas neste estudo. As descrições das considerações realizadas para a execução das simulações numéricas e das condições de contorno avaliadas também serão abordadas neste capítulo. Posteriormente, um modelo unidimensional, simplificado da articulação do joelho canino, desenvolvido para avaliação do comportamento da temperatura durante os procedimentos de aquecimento e resfriamento, é descrito.

Estudo numérico bidimensional do comportamento da temperatura na articulação do joelho durante as condições de neutralidade térmica, de aquecimento e de resfriamento terapêuticos

A articulação do joelho é uma estrutura de geometria irregular, que não pode ser representada como uma combinação de objetos simples e, por este motivo, a distribuição de temperatura não pode ser obtida analiticamente. Com isso, a utilização de outro método alternativo torna-se inevitável.

De acordo com Yener e Kakac (2008), modelos matemáticos de problemas de condução de calor devem ser resolvidos numericamente. Três técnicas de aproximação principais estão disponíveis: diferenças finitas, elementos finitos e o método de volumes finitos. Esses métodos são baseados na ideia de primeiro realizar a discretização da equação diferencial de condução de calor e, em seguida, resolver o problema algébrico resultante (NÓBREGA, 2015). A discretização é realizada considerando o meio como constituído por um conjunto de células ou volumes de tamanho finito. Os nós geralmente são associados a cada célula, produzindo assim uma malha de pontos. A separação entre dois nós é o espaçamento da malha. A temperatura em cada célula é então representada pela temperatura na localização nodal correspondente. Um computador e um programa de computador são usados para resolver o problema algébrico resultante.

A dinâmica dos fluidos computacionalou *Computational Fluid Dynamics* (CFD), baseada na simulação por computador, é a análise de sistemas que envolvem escoamento de fluido, transferência de calor e fenômenos associados como, por exemplo, reações químicas. Os códigos CFD são estruturados em torno de algoritmos numéricos e possuem três elementos principais: (i) um pré-processador, (ii) um processador ou *solver* e (iii) um pós-processador. O pré-processamento envolve a geração do domínio computacional, a divisão do domínio em volumes menores que não se sobrepõem (malha), a seleção do fenômeno físico a ser modelado, a definição das propriedades do fluido ou do material e as especificações das condições de contorno nas células que estão no limite do domínio. Definidas as condições de simulação, a solução da equação que descreve o fenômeno é realizada pelo módulo processador. Esse módulo pe capaz de resolver o modelo matemático com a aplicação de técnicas de solução numéricas. Posteriormente, a análise dos resultados pode ser efetuada por meio do módulo pós-processador (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007). Os elementos constituintes dos códigos CFD serviram como base para descrição da metodologia do presente estudo.

As simulações numéricas bidimensionais do comportamento da temperatura nas articulações dos joelhos canino e humano durante as situações de regime permanente e transiente foram realizadas utilizando o programa ANSYS-CFX2015®, baseado no método de volumes finitos.

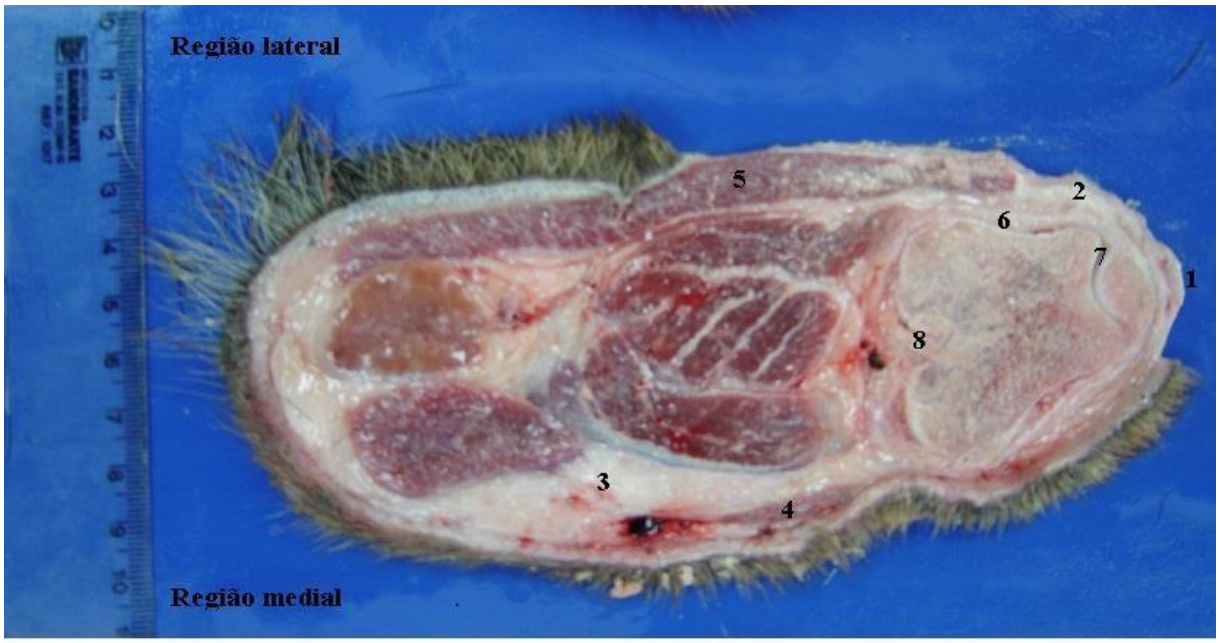
3.1 Elaboração do modelo geométrico 2D representativo do joelho canino

O modelo geométrico da articulação do joelho canino foi desenvolvido com base em um registro fotográfico de um corte transversal de uma peça anatômica (FIGURA 3.1), retirado do estudo de Araújo (2009). Previamente a elaboração do modelo, os diferentes tecidos que compõem a articulação do joelho canino foram estabelecidos por inspeção visual. Foram considerados como integrantes da articulação a epiderme, os tecidos subcutâneo, adiposo e muscular, a região pericapsular e a cavidade intraarticular (compostas pelas regiões femorotibial, dos ligamentos cruzados e o osso). O modelo geométrico foi elaborado com o auxílio do programa Solidworks 2012 ®, no qual cada região foi delimitada sobre o registro fotográfico importado. Exceção se faz a camada da epiderme que, por possuir uma pequena espessura, não possibilitou a sua delimitação na imagem. Dessa forma, essa camada foi gerada com base nos valores de espessura disponíveis na literatura ($8x10^{-5}$m) (ARAÚJO, 2009). Para

que correspondesse ao tamanho real da articulação do joelho canino, o modelo foi colocado em escala por meio de um instrumento de medição presente na imagem fotográfica (FIGURA 3.1).

Como o programa de simulação utilizado trabalha com geometrias tridimensionais, o modelo geométrico foi desenvolvido com uma altura (eixo z) de 0,5 mm, embora o interesse seja pela transferência de calor no sentido radial. A altura foi determinada com base no menor valor permitido pelo programa. O modelo geométrico representativo da articulação do joelho canino pode ser visto na FIGURA 3.2.

As regiões numeradas nas FIGURAS 3.1 e 3.2 correspondem aos locais prováveis em que as temperaturas foram coletadas experimentalmente no estudo conduzido por Araújo (2009).



1- Epiderme; 2- Subcutâneo; 3- Tecido adiposo; 4- Músculo medial; 5- Músculo lateral; 6- Região pericapsular; 7- Região femorotibial; 8- Região dos ligamentos cruzados

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

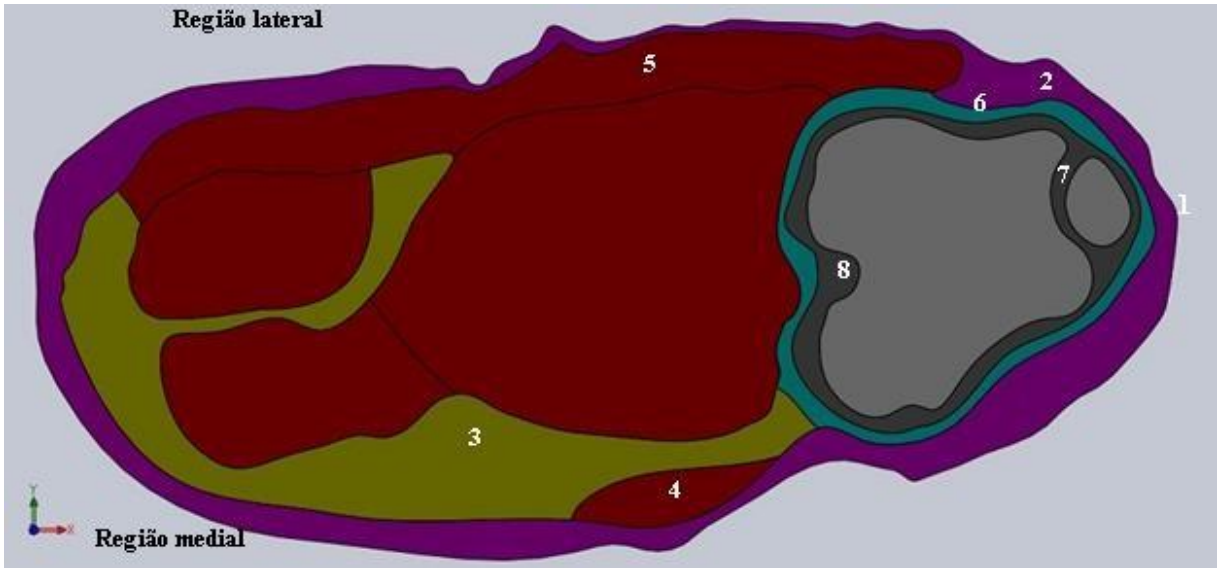


FIGURA 3.2 - Modelo geométrico representativo da articulação do joelho canino.

3.2 Elaboração do modelo geométrico 2D representativo do joelho humano

O modelo geométrico bidimensional da articulação do joelho humano foi criado com base em imagens reais obtidas de cortes transversais de um cadáver. As imagens foram retiradas do "*Visible Human Project®"* (VHP) licenciado para o Laboratório de Bioengenharia da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) (FIGURA 3.3). O Visible Human trata-se de um projeto elaborado pela *National Library Of Medicine* (NLM) nos Estados Unidos da América. O projeto consiste em representações tridimensionais anatomicamente detalhadas dos corpos de dois cadáveres, um masculino e o outro feminino (BAATZ, 2004). O banco de dados do VHP possui imagem de tomografia computadorizada, ressonância magnética e imagens fotográficas de cortes transversais congelados, sendo essas últimas utilizadas para a construção do modelo geométrico representativo do joelho humano. No VHP, o cadáver masculino foi seccionado transversalmente em intervalos de 1 mm e o feminino em intervalos de 0,33 mm. As imagens axiais anatômicas, de aproximadamente 7,50 megabytes cada, possuem resolução de 2048 pixels por 1216 pixels, em que cada pixel é definido por 24 bits de cor.

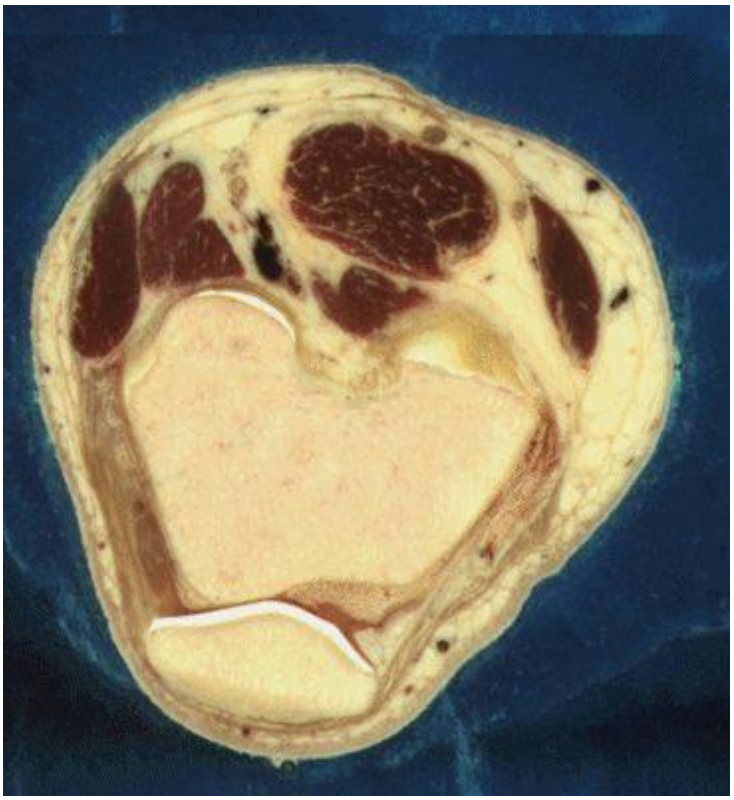


FIGURA 3.3–Imagem de um corte transversal congelado da articulação do joelho retirada do *Visible Human Projetc*®.

O modelo geométrico bidimensional representativo da articulação do joelho humano foi elaborado com base em uma única imagem do centro da articulação do joelho (imagem 2305), retirada do cadáver masculino do VHP. O modelo geométrico foi desenvolvido com uma altura (eixo z) de 0,5 mm. Para a construção do joelho humano 2D foram considerados os mesmos tecidos e a mesma técnica de criação descritos no modelo do joelho canino. A FIGURA 3.4 mostra o modelo geométrico, representativo da articulação do joelho humano, elaborado no presente estudo.

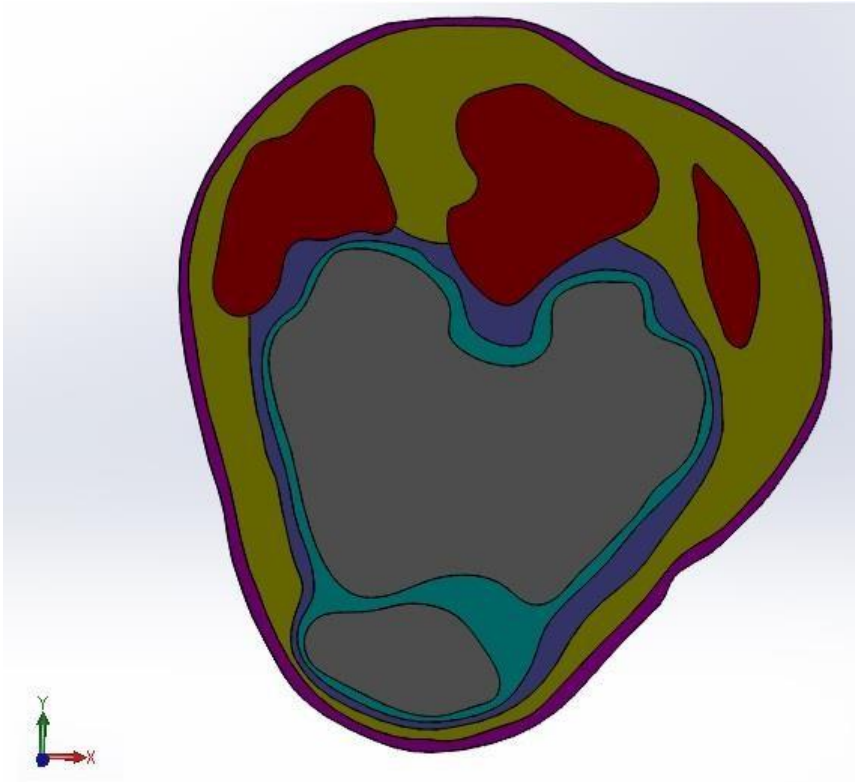


FIGURA 3.4 - Modelo geométrico representativo da articulação do joelho humano.

3.3 Geração da malha

Após a elaboração do domínio computacional do joelho canino e humano, as malhas foram construídas utilizando o Ansys Meshing, uma ferramenta disponível na plataforma do Ansys Workbench®. Segundo a literatura, a geração da malha é um dos aspectos mais críticos da simulação. Um número elevado ou muito pequeno de elementos pode resultar em tempos de simulação extensos ou em resultados pouco precisos, respectivamente (VERSTEEG; MALALASEKERA, 2007). As simulações foram iniciadas com malhas grosseiras que foram progressivamente refinadas. Os refinamentos das malhas ocorreram até que a variação dos resultados médios de temperatura nos tecidos fosse inferior à 1%. O critério do valor de comprimento do elemento de malha (h), descrito por Celik et al., (2008), foi seguido para os refinamentos da malha e pode ser determinado pela equação (3.1):

$$h = \left[\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}(\Delta V_i)\right]^{\frac{1}{3}} \tag{3.1}$$

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

Por meio da determinação do h é possível definir o fator de refinamento da malha (r), determinado pela equação (3.2), que representa a razão entre o h_{mg} de uma malha mais grosseira e o h_{mr} da malha refinada subsequente.

$$r = \frac{n_{mg}}{h_{mr}} \tag{3.2}$$

Segundo Celik et al., (2008), o fator de refinamento da malha deve ser maior do que 1,3. Adicionalmente, recomenda-se que o valor de r seja homogêneo entre todas as malhas avaliadas. De acordo com o autor, esse valor é baseado em experiência, sendo ainda objeto de estudo.

Sabe-se que a solução deve ser independente da malha. Dessa forma, considerou-se como critério para a seleção da malha ideal, parao domínio computacional do joelho canino e humano uma diferença percentual menor do que 1% entre os resultados obtidos com a malha grosseira anterior e a malha refinada subsequente. Os parâmetros de malha obtidos para o modelo canino e humano podem ser visualizados na TABELA 3.1. Dentre as três malhas avaliadas, a malha intermediária (malha 2) preencheu o critério considerado para ambos os modelos. Por esse motivo, a malha 2 foi escolhida para a realização das simulações da transferência de calor. As malhas foram constituídas de elementos prismáticos quadrangulares. Nas FIGURAS 3.5 e 3.6, pode-se visualizar a malha escolhida para as simulações conduzidas joelhos canino e humano, respectivamente.

TABELA 3.1 - Parâmetros utilizados para o refinamento da malha.

Modelo geométrico	**Malha**	**h (mm)**	**Elementos/Nós**	**r**
Joelho canino	1	0,9	6969/11150	1,4
	2	0,56	29002/68442	1,4
	3	0,33	97517/187089	1,4
Joelho humano	1	1,21	5506 /16400	1,4
	2	0,86	15234 / 37588	1,4
	3	0,62	41671/93082	1,4

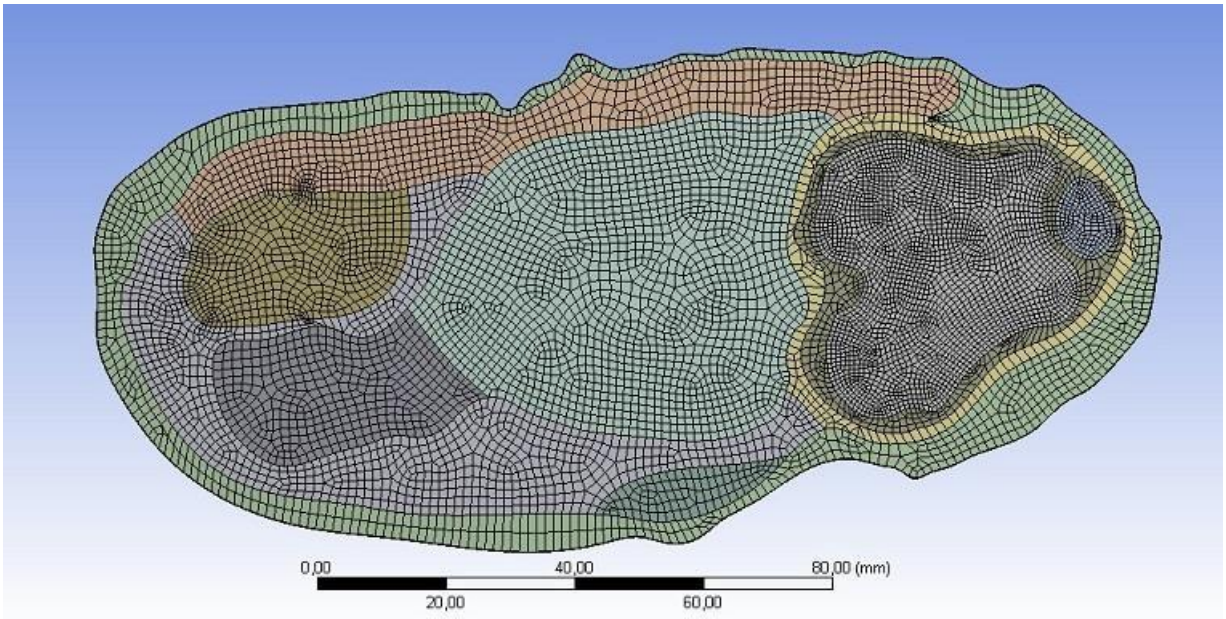


FIGURA 3.5 - Malha 2 gerada sobre o modelo geométrico do joelho canino.

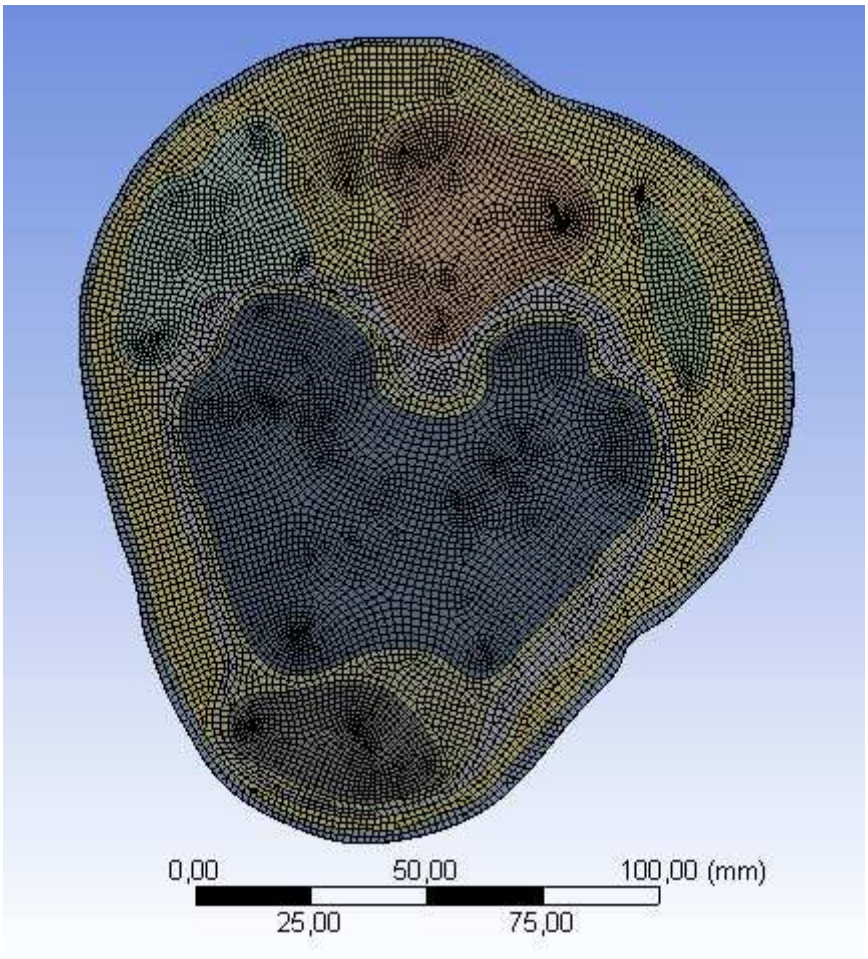


FIGURA 3.6 - Malha 2 gerada sobre o modelo geométrico do joelho humano.

3.4 Modelo matemático

A equação diferencial parcial de difusão de calor de segunda ordem com os termos de perfusão sanguínea e de metabolismo foi utilizada para modelar o fenômeno de transferência de calor por condução nos tecidos sólidos durante as situações de neutralidade térmica, de aquecimento e de resfriamento terapêuticos. Esta equação pode ser descrita como:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x}\left(k \frac{\partial T}{\partial x}\right) + \frac{\partial}{\partial y}\left(k \frac{\partial T}{\partial y}\right) + \frac{\partial}{\partial z}\left(k \frac{\partial T}{\partial z}\right) + q_{met} + q_{\dot{w}} \tag{3.3}$$

$$q_{\dot{w}}(T_{tec}) = w_s \rho_s c_{ps}(T_{ref} - T_{tec}) \tag{3.4}$$

em que: ρ e c_p representam a massa específica [kgm^{-3}] e o calor específico do tecido [Jkg^{-1}ºC^{-1}], respectivamente. c_{ps} é o calor específico do sangue [Jkg^{-1}ºC^{-1}]; ρ_s corresponde a massa específica do sangue [kgm^{-3}]; w_s é a perfusão sanguínea [m^{3}s^{-1}m^{-3}]; k, representa a condutividade térmica de cada tecido [Wm^{-1}ºC^{-1}]; q_{met} é a taxa volumétrica de calor metabólico [Wm^{-3}], $q_{\dot{w}}$ é a taxa de perfusão sanguínea do tecido [Wm^{-3}] e T_{ref}e T_{tec} são as temperaturas de referência e do tecido, respectivamente.

No modelo animal, a temperatura retal (38,1°C), considerada como temperatura de referência (T_{ref}) e as temperaturas utilizadas como condição inicial (T_i) nas situações de regime transiente (aquecimento e resfriamento tecidual) de cada camada tecidual foram retiradas do estudo de Araújo (2009) (TABELA 3.2). Segundo a autora, as temperaturas iniciais foram consideradas como sendo igual à média das temperaturas experimentais obtidas na condição de neutralidade térmica (24,7ºC) (ARAÚJO, 2009). 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 3.2 - Média das temperaturas iniciais utilizadas como condição inicial das simulações em regime transiente do joelho canino (ARAÚJO, 2009).

Camadas	**Temperatura inicial(°C)**
Epiderme	34,9
Subcutâneo	35,5
Tecido adiposo	36,1
Tecido muscular	36,5
Região pericapsular	35,2
Cavidade intraarticular	37,1
Osso	37,1

No modelo humano, a temperatura inicial de todos os tecidos foi considerada como as do estudo de Araújo (2009), uma vez que não existem dados experimentais do humano que apresentem as temperaturas distintas das regiões. No entanto, a temperatura de referência do

humano foi considerada como 37ºC. A temperatura de referência foi retirada do estudo de Trobec et al. (2008).

Uma vez que o presente estudo possui como um dos objetivos específicos avaliar os efeitos das considerações da taxa de perfusão sanguínea ($\dot{q}_w$) constante ou em função da temperatura equação (3.4) na distribuição da temperatura tecidual, as simulações foram realizadas com essas considerações distintas da taxa de perfusão.

Outro objetivo proposto foi avaliar os efeitos da consideração da perfusão sanguínea em função da temperatura na distribuição da temperatura tecidual. Para isso, o modelo proposto por Trobec et al. (2008) foi considerado (Equação 3.5). Segundo os autores, os valores numéricos da perfusão sanguínea foram obtidos por meio de ajustes do método de quadrados mínimos exponencial em dados experimentais publicados.

$$q_{\dot{w}}(T_{tec}) = \rho_s c_{ps} 9{,}6x10^{-7} e^{0.1875T}(T_{ref} - T) \tag{3.5}$$

Para que a distribuição de temperatura em um meio seja determinada, a equação de calor deve ser solucionada de forma adequada. A solução depende das condições físicas existentes nos contornos do meio. Além disso, se a situação avaliada for dependente do tempo, as condições iniciais devem ser especificadas. Como a equação de difusão de calor é de segunda ordem em coordenadas espaciais, duas condições de contorno devem ser expressas para cada coordenada do sistema. Por ser uma equação de primeira ordem no tempo, apenas uma condição inicial deve ser especificada para essa equação (INCROPERA; DEWITT, 2011). Dessa forma, a equação (3.3) foi sujeita à diferentes condições de contorno provenientes das condições ambientais ou fontes térmicas externas (manta térmica e compressa de gelo) e as demais adequadas para a solução do problema.

3.5 Propriedades dos tecidos

As propriedades termofísicas [calor específico (c_p), massa específica (ρ), condutividade térmica (k)] dos tecidos e a geração de calor metabólico empregados nas simulações dos joelhos canino e humano estão resumidas na TABELA 3.3. As informações foram extraídas do estudo de Araújo (2009). Segundo a autora, os valores descritos são uma média dos valores

encontrados na literatura para cada uma das propriedades, excluindo do cálculo os valores discrepantes.

TABELA 3.3 - Propriedades termofísicas dos tecidos empregadas nas simulações dos joelhos canino e humano.

Camadas	c_p(Jkg^{-1}°C^{-1})	ρ(kgm^{-3})	k(Wm^{-1}°C^{-1})	q_{met}(Wm^{-3})
Epiderme	3593	1200	2,28x10^{-1}	0
Subcutâneo	3365	1200	4,64x10^{-1}	200
Tecido adiposo	2678	937	2,03x10^{-1}	3,9
Tecido Muscular	3684	1097	5,29x10^{-1}	716
Cápsula	3500	1051	4,98x10^{-1}	0
Líquido sinovial	4190	1000	6,10x10^{-1}	0
Osso	1785	1585	7,35x10^{-1}	368,3
Sangue	3813	1038	-	-

Sabe-se que a maior dificuldade para a obtenção de resultados de simulação precisos em tecidos vivos é decorrente da falta de informação e da confiabilidade dos valores de perfusão sanguínea dos tecidos. Segundo Chan e Ooi (2016), as propriedades térmicas e biológicas precisam ser determinadas de forma adequada para que os processos de transferência de calor sejam adequamente modelados. No entanto, os autores reforçam que a modelagem pode ser um desafio devido à dificuldade na determinação das propriedades apropriadas para representar o tecido (CHAN; OOi, 2016). Cui e Barbanel (1990) e Cui e Barbanel (1991) citam que das propriedades fisiológicas, a perfusão sanguínea é a que mais influencia no comportamento da temperatura dos tecidos, tanto na neutralidade térmica quanto nas situações transientes. Dessa forma, no presente estudo, para as simulações que foram realizadas com base na consideração da taxa de perfusão sanguínea demonstrada na equação (3.4), foram adotados os valores de perfusão sanguínea mais comumente utilizados na literatura para cada um dos tecidos ou a média aritmética descrita no estudo de Araújo (2009). As informações sobre os valores de

perfusão sanguínea dos tecidos retirados da literatura e das médias aritméticas utilizados para a realização das simulações podem ser vistas no Quadro 3.1.

QUADRO 3.1 - Valores de perfusão sanguínea dos tecidos encontrados na literatura e valor médio descrito por Araújo (2009).

Tecidos	**Perfusão sanguínea ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)**	**Autor (es) (ano)**	**Valor médio (Araújo, 2009) ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)**
Epiderme	0	Liu; Chen; Xu (1999); Torvi; Dale (1994); Jiang et al. (2002); Gowrishankar et al. (2004).	0
Subcutâneo	$1,25x10^{-3}$	Liu; Chen; Xu (1999); Torvi; Dale (1994); Jiang et al. (2002); Gowrishankar et al. (2004); Tzou (1992).	$1,3x10^{-3}$
Tecido adiposo	$8,6x10^{-5}$	Ferreira; Yanagihara (1999); Werner; Buse (1988).	$2,9x10^{-4}$
Tecido muscular	$6,04x10^{-4}$	Ferreira; Yanagihara (1999); Werner; Buse (1988).	$5,8x10^{-4}$
	$6,95x10^{-4}$	Collins et al. (2004).	
Pericapsular	$1,8x10^{-3}$	Araújo (2009).	$1,8x10^{-3}$
Tecido ósseo	$3,06x10^{-4}$	Zhu; Diao (2001); Dexter; Hinderman (1994); Xu et al. (1999); Olsen et al. (1985); Nelson; Nunneley (1988).	$4,0x10^{-4}$
	$3,56x10^{-4}$	Collins et al. (2004)	
	$4,75x10^{-4}$	Diao et al. (2003).	
	$7,92x10^{-4}$	Collins et al. (2004).	

3.6 Simulações numéricas bidimensionais e condições de contorno

Os joelhos canino e humano foram simulados bidimensionalmente. As simulações do comportamento da temperatura nas articulações do joelho canino e humano foram realizadas em regime permanente, na condição de neutralidade térmica, e em regime transiente, aquecimento e resfriamento terapêuticos.

Para todas as simulações do comportamento da temperatura no joelho canino e humano foram adotadas nas faces superior e inferior do modelo geométrico a condição de contorno de

segunda espécie, vista pela equação (3.6), que corresponde à uma superfície perfeitamente isolada ou adiabática.

$$\frac{\partial T}{\partial z} = 0 \tag{3.6}$$

Uma vez que os modelos geométricos utilizados são compostos por diferentes camadas teciduais, a condição de interface entre os diversos tecidos foi definida. Dessa forma, foi atribuído fluxo de calor conservativo entre as interfaces teciduais.

Para a realização das simulações de neutralidade, aquecimento e resfriamento foram impostas diferentes condições de contorno na camada mais externa do joelho (epiderme). As informações adotadas para a determinação das condições de contorno utilizadas no presente estudo foram retiradas do trabalho de Araújo (2009). Neste estudo, as temperaturas da articulação do joelho canino foram coletadas experimentalmente. Para isso, foram utilizados cães adultos, de porte médio a grande, sem raça definida e de ambos os sexos. O estudo foi realizado em 10 cães (8 machos e 2 fêmeas), com massa corporal de (23,6 ± 4,9) kg (mínima de 15,5 kg; máxima de 29,0 kg). O protocolo experimental foi aprovado pelo Comitê de Ética em Experimentação Animal da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) (protocolo 127/05) e foi conduzido obedecendo-se os princípios éticos do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal. Para a realização da medição da temperatura, 10 termopares do tipo K convencional flexível foram utilizados. Os termopares foram colocados na superfície cutânea, na região subcutânea, no tecido adiposo, no ventre da musculatura periarticular medialmente e lateralmente, um na região pericapsular e na cavidade intraarticular. Para a medida da temperatura corporal um termopar foi fixado na mucosa retal. A temperatura dentro do bloco cirúrgico manteve-se em torno de 24,7ºC ± 0,9 ºC. Segundo Altman (1972), temperatura ambiente na faixa de 18°C a 25°C é considerada condição ambiental de neutralidade térmica para cães. Na zona de neutralidade térmica a taxa basal de termogênese é suficiente para neutralizar as perdas constantes de calor do corpo para o ambiente, de forma que a temperatura central permaneça estável sem a necessidade de ativação de mecanismos de termorregulação corporal, os quais, por si só, poderiam alterar o padrão térmico dos tecidos. Para 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 40ºC a 66ºC, programada para 66ºC e com temperatura média de 57,6ºC, mantida por 40 minutos, foi

utilizada por Araújo (2009). O resfriamento terapêutico foi realizado com duas compressas de gelo, cada uma confeccionada a partir de 1,0 kg de gelo manualmente triturado com temperatura média de 4,5ºC que foram mantidas por 30 minutos (ARAÚJO, 2009).

Segundo Dillenseger, Esneault e Garnier (2008) a escolha do passo de tempo é fundamental para o equilíbrio entre o tempo computacional e a precisão do modelo. Para as simulações transientes de aquecimento e de resfriamento do joelho canino e humano foram realizados testes de convergência com diferentes passos de tempo (0,01 s; 0,1 s e 1 s) para garantir a resolução adequada e a viabilidade da simulação. Os passos de tempo testados apresentaram diferenças inferiores à 1%. Dessa forma, o passo de tempo de 1 segundo foi escolhido para a realização das simulações.

A seguir estão descritas todas as simulações que foram realizadas no presente estudo e as considerações feitas em cada uma delas:

1) Neutralidade térmica do joelho canino (NC)

As simulações de neutralidade térmica do joelho canino foram realizadas considerando na face externa do modelo geométrico (epiderme) a condição de convecção natural, expressa matematicamente pela equação (3.7). Foram considerados a temperatura ambiental (T_{amb}) de 24,7ºC (ARAÚJO, 2009) e o coeficiente convectivo (h_c) de 6 [$Wm^{-2}K^{-1}$] (DEAR et al., 1997).

$$-k\frac{\partial T}{\partial x} = h_c[T_{amb} - T] \tag{3.7}$$

Foram realizadas cinco simulações em neutralidade térmica do joelho canino:

a) **simulação NC 1:** na qual foram utilizados para todos os tecidos os valores médios de perfusão sanguínea descritos no estudo de Araújo (2009) (QUADRO 3.1) e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante.
b) **simulação NC 2:** foram adotados os mesmos valores médios de perfusão sanguínea considerados na simulação NC 1. No entanto, a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

c) **simulação NC 3:** foi realizada considerando os valores de perfusão sanguínea mais comumente citados na literatura (QUADRO 3.1) e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante. Dentre os tecidos modelados, apenas os tecidos muscular e ósseo apresentaram valores distintos de perfusão sanguínea na literatura. A simulação NC 3 foi realizada combinando os dois e os quatro valores de perfusão sanguínea encontrados para o músculo e para o osso, respectivamente. Dessa forma, oito combinações foram realizadas (C1, C2, C3, C4, C5, C6, C7 e C8). Na TABELA 3.4 é possível visualizar os valores adotados em cada combinação simulada.

d) **simulação NC 4:** considerou as mesmas combinações de perfusão sanguínea adotadas na simulação NC 3. No entanto, a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

e) **simulação NC 5:** foi adotada a perfusão sanguínea em função da exponencial da temperatura (Equação 3.5).

TABELA 3.4 - Combinações dos valores de perfusão sanguínea dos tecidos muscular e ósseo utilizadas nas simulações NC 3 e NC 4.

Combinações simuladas	**w epiderme** ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)	**w subcutâneo** ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)	**w adiposo** ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)	**w músculo** ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)	**w pericapsular** ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)	**w osso** ($m^3s^{-1}m^{-3}$ tecido)
1	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}04x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$3{,}06x10^{-4}$
2	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}04x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$3{,}56x10^{-4}$
3	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}04x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$4{,}75x10^{-4}$
4	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}04x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$7{,}92x10^{-4}$
5	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}95x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$3{,}06x10^{-4}$
6	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}95x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$3{,}56x10^{-4}$
7	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}95x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$4{,}75x10^{-4}$
8	0	$1{,}25x10^{-3}$	$8{,}6x10^{-5}$	$6{,}95x10^{-4}$	$1{,}8x10^{-3}$	$7{,}92x10^{-4}$

As simulações em neutralidade térmica foram realizadas em regime permanente e serviram como base para análise das considerações propostas e a implementação dessas

considerações nas situações mais complexas que serão descritas a seguir, aquecimento e resfriamento terapêuticos.

2) Aquecimento terapêutico do joelho canino (AC)

As simulações do aquecimento foram realizadas considerando três condições de contorno distintas:

1) fluxo total de calor médio da manta térmica (simulação AC 1);
2) fluxo de calor corrigido (simulação AC 2);
3) comportamento da temperatura da epiderme obtido durante o experimento de Araújo (2009) (simulação AC 3).

Dessa forma, a condição de contorno de segunda ordem (condição de Neumann) (Equação 3.8), correspondente a existência de fluxo de calor fixo na superfície, foi adotada na face externa do modelo geométrico do joelho canino (epiderme) para as simulações AC 1 e AC2. A condição de temperatura foi imposta na epiderme para a simulação AC 3.

$$-k\frac{\partial T}{\partial x} = q''_s \tag{3.8}$$

O tempo de execução das simulações do processo de aquecimento (2400 s) foi igual ao tempo de aplicação da manta térmica no estudo de Araújo (2009).

Simulações do aquecimento terapêutico considerando o fluxo total de calor médio da manta térmica (AC 1)

As simulações AC1 foram realizadas considerando o fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}), calculado a partir da equação (3.9).

$$q_x'' = \frac{q_x}{A} \tag{3.9}$$

em que: q_x", q_x e A representam o fluxo de calor (Wm^{-2}), a potência média da manta térmica (W) e a área da manta (m^2) , respectivamente.

Quatro simulações AC1 foram realizadas no presente estudo e as seguintes considerações foram adotadas:

a) **simulação AC 1A**: na qual foram utilizados para todos os tecidos os valores médios de perfusão sanguínea descritos no estudo de Araújo (2009) e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante.

b) **simulação AC 1B**: foram adotados os mesmos valores médios de perfusão sanguínea considerados na simulação NC 1 e AC 1A. No entanto, a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

c) **simulação AC 1C:** nessa simulação foram considerados os diferentes valores de perfusão sanguínea encontrados na literatura e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada em função da temperatura. As simulações foram realizadas com as mesmas combinações dos valores de perfusão do músculo e do osso adotadas na simulação NC 2. Na TABELA 3.4 é possível visualizar os valores adotados em cada combinação simulada.

d) **Simulação AC 1D:** a perfusão sanguínea em função da temperatura, determinada por TROBEC et al. (2008) (Equação 3.5), foi considerada.

Simulações do aquecimento terapêutico considerando o fluxo corrigido (AC 2)

O fluxo total de calor médio adotado para as simulações AC 1 considera que toda a energia dissipada pela manta térmica é absorvida pela articulação do joelho. Entretanto, na prática, sabe-se que parte do calor gerado pela manta térmica é perdido para o ambiente. Uma vez que a manta térmica se aquece e supera a temperatura ambiente, parte da energia é dissipada por radiação e por convecção natural. Nas simulações AC 1, o calor emitido para as regiões fora da região analisada também foi desprezado. Dessa forma, acredita-se que o valor do fluxo de calor utilizado como condição de contorno em AC 1 é superestimado.

Com o intuito de obter um valor de fluxo mais próximo da realidade, um cálculo para a correção do fluxo de calor, que considera as perdas de calor para o ambiente e para as outras regiões próximas à articulação, foi realizado. Inicialmente, a energia efetivamente absorvida

pela articulação do joelho durante o aquecimento foi estabelecida. Com a determinação da energia total absorvida foi possível obter a potência média absorvida pela articulação, dividindo a energia pelo tempo de aquecimento. Dessa forma, o fluxo corrigido foi calculado dividindo-se a potência média absorvida pela área superficial da articulação (0,027m²), considerada por Araújo (2009).

Realizando-se um balanço de energia na região analisada é possível dizer que a variação da energia interna da articulação (soma das variações de cada tecido) se deve as influências do calor metabólico, da perfusão sanguínea e do calor fornecido pela manta térmica. A potência média absorvida (ΔE) por cada tecido pode ser dada pela equação (3.10)

$$\Delta E = Q_{recurso} + Q_w + Q_{met} \tag{3.10}$$

em que: ΔE é a potência média absorvida (W); $Q_{recurso}$ é a taxa de calor fornecida ou retirada pelo recurso (W); Q_wé a taxa de perfusão sanguínea (W)eQ_{met} é a taxa de calor metabólico (W).

De maneira inversa, o calor fornecido pela manta pode ser determinado pela equação (3.11):

$$Q_{recurso} = \Delta E - Q_w - Q_{met} \tag{3.11}$$

O valor da potência média absorvida por cada tecido foi determinado no estudo de Araújo (2009) por meio da equação (3.12). A potência média absorvida pela articulação corresponde à soma dos valores de potência absorvida por cada tecido, conforme indicado na equação (3.).

$$\Delta E_{tec} = \frac{m_{tec} c_{p_{tec}} \Delta T_{tec}}{\Delta t} \tag{3.12}$$

em que: m_{tec} (kg) é a massa do tecido e $c_{p_{tec}}$ (J/kgºC) é o calor específico de cada tecido da articulação; ΔT (ºC) é a diferença entre as temperaturas inicial e final de cada um dos tecidos da articulação e Δt (s) é a duração do processo de aquecimento/resfriamento do joelho.

$$\Delta E = \sum \Delta E_{tec} \tag{3.13}$$

A taxa volumétrica de calor metabólico($\dot{q}_{met}$) (Wm-³) para cada tecido pode ser vista na TABELA 3.3. A taxa de calor metabólico (Q_{met}) (W) total da articulação também é o resultado do somatório de cada tecido.

A taxa de perfusão sanguínea depende da temperatura do tecido. Por se tratar de um processo de aquecimento, a temperatura do tecido aumenta com o tempo e, consequentemente, afeta a taxa de perfusão. Em posse da curva de variação de temperatura com o tempo de cada tecido é possível obter a taxa de perfusão sanguínea em função do tempo. Sendo assim, o calor total fornecido ou retirado pela perfusão sanguínea somente pode ser obtido somando-se cada parcela de perfusão sanguínea, em cada intervalo discreto de tempo.

A equação da curva de variação de temperatura com o tempo de cada tecido foi obtida aplicando-se regressão polinomial sobre os dados experimentais de Araújo (2009). As curvas de regressão polinomial podem ser vistas no Apêndice A.

A taxa de perfusão em função do tempo pode ser obtida pela equação 3.14 ou pela equação 3.15.

$$\dot{q}_w(t) = \omega \rho_s c_{ps}(T_{ref} - T_{tec}(t)) \tag{3.14}$$

$$q_{\dot{w}}(T_{tec}) = \rho_s c_{ps} 9{,}6x10^{-7} e^{0.1875T}(T_{ref} - T) \tag{3.15}$$

em que: $q_{\dot{w}}$ é a taxa volumétrica de perfusão sanguínea do tecido (Wm-³); t é o tempo [s]; w representa a perfusão sanguínea [m^3s^{-1} m^{-3}]; ρ_s corresponde a massa específica do sangue [kg¹m^{-3}]; c_{ps}é o calor específico do sangue [Jkg^{-1} ºC^{-1}] e T_{ref}e T_{tec}[ºC] são as temperaturas de referência e do tecido, respectivamente.

A fim de se obter uma taxa de perfusão média durante o período de aquecimento, de cada tecido, é necessário integrar a taxa de perfusão em função do tempo (determinando assim a energia total retirada ou fornecida pelo sangue) e dividir esse valor pelo tempo de aquecimento. A taxa de perfusão média total pode ser obtida somando a taxa de perfusão de cada tecido.

$$Q_w = (\int_0^{t_{final}} V_{total}\dot{q}_w(t)dt)\ /\Delta t \tag{3.16}$$

em que: Q_wé a taxa de perfusão média de cada tecido [W]; t_{final} é o tempo final da aplicação do recurso [s]; V_{total} representa o volume total de cada tecido[m³]; $\dot{q}_w(t)$ é a taxa volumétrica de perfusão sanguínea em função do tempo.

O volume total de cada tecido e o tempo final de aplicação do recurso de aquecimento (2400 s) foram retirados do estudo de Araújo (2009).

O fluxo de calor corrigido pode ser calculado por meio da equação (3.17). Dessa forma, utilizando a equação (3.11), o $Q_{recurso}$ é igual a 3,254 W, quando calculado considerando a equação 3.14, e igual a 4,486 W, quando calculado com base na equação 3.15. Dividindo esses valores pela área superficial da articulação considerada por Araújo (2009) (0,027 m²) encontra-se o fluxo corrigido de 120,4 Wm^{-2}, quando a equação 3.14 é considerada e o fluxo corrigido de 166,0 Wm^{-2}, quando a equação 3.15 é considerada. Os fluxos corrigidos encontrados por meio dessa metodologia foram impostos como condição de contorno das simulações AC 2.

$$q''_{corrigido} = \frac{Q_{recurso}}{A} \tag{3.17}$$

em que: ($q''_{corrigido}$) representa o fluxo de calor corrigido (Wm^{-2}); Aé a área da manta para o caso do aquecimento e a área superficial do cilindro para o caso do resfriamento (m²) , respectivamente.

Na TABELA 3.5 pode se visualizar os valores de ΔE , Q_w e (Q_{met}) de cada tecido durante o processo de aquecimento bem como o somatório de toda a articulação

TABELA 3.5 - Valores de ΔE, Q_w e (Q_{met}) dos tecidos que compõem a articulação do joelho durante o processo de aquecimento.

Camadas	ΔE (W)	Q_w (W)	Q_{met} (W)	$Q_{recurso}$ (W)
Epiderme	0,03	0	-	0,03
Subcutâneo	1,33	-0,12	0,04	1,41
Adiposo	0,07	-0,03	0,00078	0,01
Músculo	0,96	-0,07	0,136	0,89
Pericapsular	0,64	-0,05	-	0,81
Cavidade intra-articular	0,12	-	-	0,12
$\sum$	3,15	-0,27	0,17	3,25

Na metodologia elaborada para a correção do fluxo de calor pode-se observar que, para a determinação do calor fornecido ou retirado pelos recursos ($Q_{recurso}$), deve-se considerar : 1- a potência média fornecida ou retirada da articulação (ΔE) (W), 2- a taxa de perfusão sanguínea (Q_w) (W) e 3- a taxa de calor metabólico (Q_{met}) (Wm^{-3}). Dessa forma, como o $Q_{recurso}$ depende da taxa de perfusão sanguínea, as condições de contorno 120,4 Wm^{-2} e 166 Wm^{-2} foram adotadas para as simulações AC 2B e AC 2D, respectivamente. Visto que, para a simulação AC 2B, a equação 3.14 foi considerada no modelo matemático e que, para a simulação AC 2D, a equação 3.15 foi utilizada como termo de perfusão sanguínea do modelo matemático proposto.

Dessa forma, as simulações AC 2 foram realizadas considerando as seguintes situações:

a) **simulação AC 2B**: considerou o fluxo de 120, 4 Wm^{-2} como condição de contorno. Foram adotados os valores médios de perfusão sanguínea descritos por Araújo (2009) e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual (Equação 3.14).

b) **Simulação AC 2D**: considerou o fluxo de 166 Wm^{-2} como condição de contorno. A perfusão sanguínea encontrada no estudo de TROBEC et al. (2008) (Equação 3.5) foi adotada.

As simulações AC 2A e AC 2C não foram descritas no presente estudo, visto que as condições que seriam adotadas para essas simulações apresentaram resultados insatisfatórios na simulação AC 1. Dessa forma, apenas as melhores condições foram reproduzidas na simulação AC 2 e nas demais simulações que estão apresentadas neste trabalho. As nomenclaturas "B" e "D" foram mantidas para corresponder com as simulações realizadas em AC 1.

Simulações do aquecimento terapêutico considerando o comportamento da temperatura da epidermeobtido por Araújo (2009) (AC 3)

Para as simulações AC 3 foram aplicadas a condição de contorno de temperatura variável, a qual corresponde aos valores de temperatura da superfície da epiderme obtidos durante o experimento de aquecimento terapêutico conduzido por Araújo (2009). O comportamento da temperatura da epiderme no tempo e a expressão matemática que representa o comportamento da temperatura podem ser vistos na FIGURA 3.7.

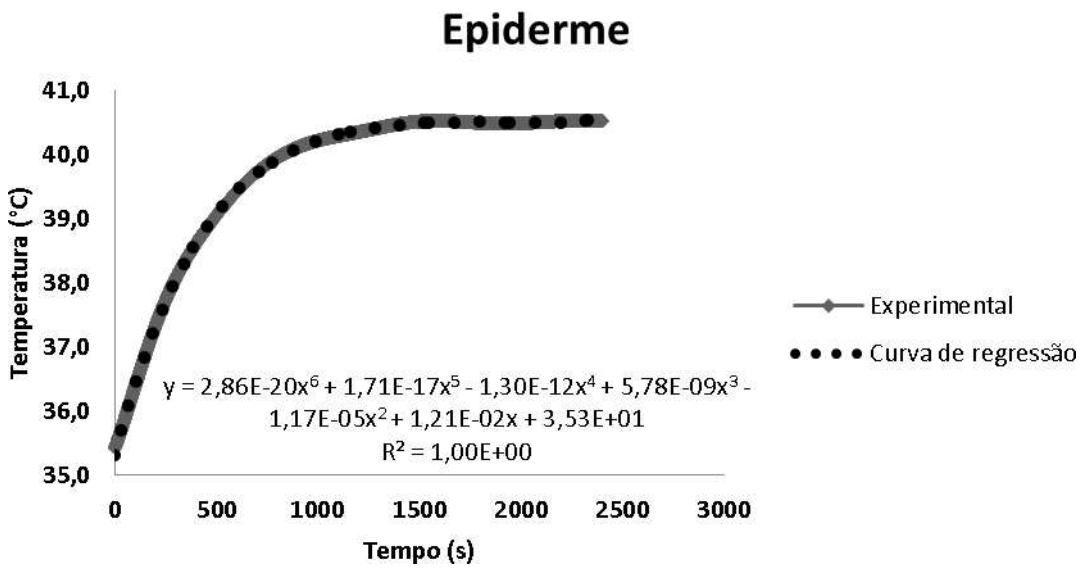


FIGURA 3.7 - Comportamento da temperatura da epiderme durante a situação de aquecimento terapêutico e a expressão matemática utilizada para as simulações AC 3.

O ajuste de curva apresentou um R^2 próximo de 1, sendo representativo do comportamento da temperatura experimental da epiderme.

As simulações AC 3 foram realizadas com as seguintes considerações da taxa de perfusão sanguínea:

a) **simulação AC 3B**: considerou os valores médios de perfusão sanguínea descritos por Araújo (2009) e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual;

b) **simulação AC 3D**: considerou a taxa de perfusão encontrada no estudo de TROBEC et al. (2008).

3) Resfriamento terapêutico do joelho canino (RC)

As simulações do resfriamento terapêutico foram realizadas considerando duas condições de contorno distintas:

1- condição de contorno de fluxo de calor corrigido que foi removido da articulação pelas compressas de gelo (Simulações RC 1).

2- condição de temperatura variável que corresponde aos valores de temperatura da superfície da epiderme igual aos valores registrados durante o experimento de resfriamento realizado por Araújo (2009) (Simulações RC 2).

O tempo de execução das simulações de resfriamento (1800 s) foi igual ao tempo de aplicação das compressas de gelo, descrito no estudo de Araújo (2009).

Simulações do resfriamento terapêutico considerando o fluxo de calor corrigido removido pelas compressas de gelo (RC 1)

A potência térmica das compressas de gelo utilizada para o cálculo do fluxo de calor removido da articulação foi retirada do estudo de Araújo (2009). Segundo a autora, a potência térmica das compressas foi calculada pela equação (3.5) e foi de 84,8 W.

$$\dot{q} = \frac{mh}{\Delta t} \tag{3.5}$$

em que: m (kg) é a massa de gelo fundido durante o resfriamento do joelho; h (Jkg^{-1}) é o calor latente da fusão da água e Δt é a duração do processo de resfriamento do joelho.

Para o cálculo do fluxo de calor corrigido, utilizado para a realização das simulações RC 1, foi utilizada a mesma metodologia descrita para as simulações AC 2. Sabe-se que no resfriamento as temperaturas dos tecidos apresentam uma diminuição em relação à temperatura inicial dos mesmos. Dessa forma, a variação de energia interna do tecido (ΔE) e o $Q_{recurso}$ foram considerados negativos.

Duas simulações RC1 foram realizadas com as seguintes considerações:

a) **simulação RC 1B**: considerou o fluxo de -948, 9 Wm^{-2} como condição de contorno e utilizou os valores médios de perfusão sanguínea e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual;
b) **simulação RC 1D:** considerou o fluxo de -535, 3 Wm^{-2} como condição de contorno e utilizou como termo de perfusão sanguínea, a taxa de perfusão descrita no estudo de TROBEC et al. (2008).

Simulações do resfriamentoterapêutico considerando o comportamento da temperatura da epidermeobtido por Araújo (2009) (RC 2)

As simulações RC 2 tiveram a temperatura variável como condição de contorno. Para isso, foram considerados os valores de temperatura da superfície da epiderme obtidos durante o experimento de resfriamento terapêutico conduzido por Araújo (2009). Na FIGURA 3.8. pode-se visualizar o comportamento da temperatura da epiderme no tempo e a expressão matemática que representa esse comportamento.

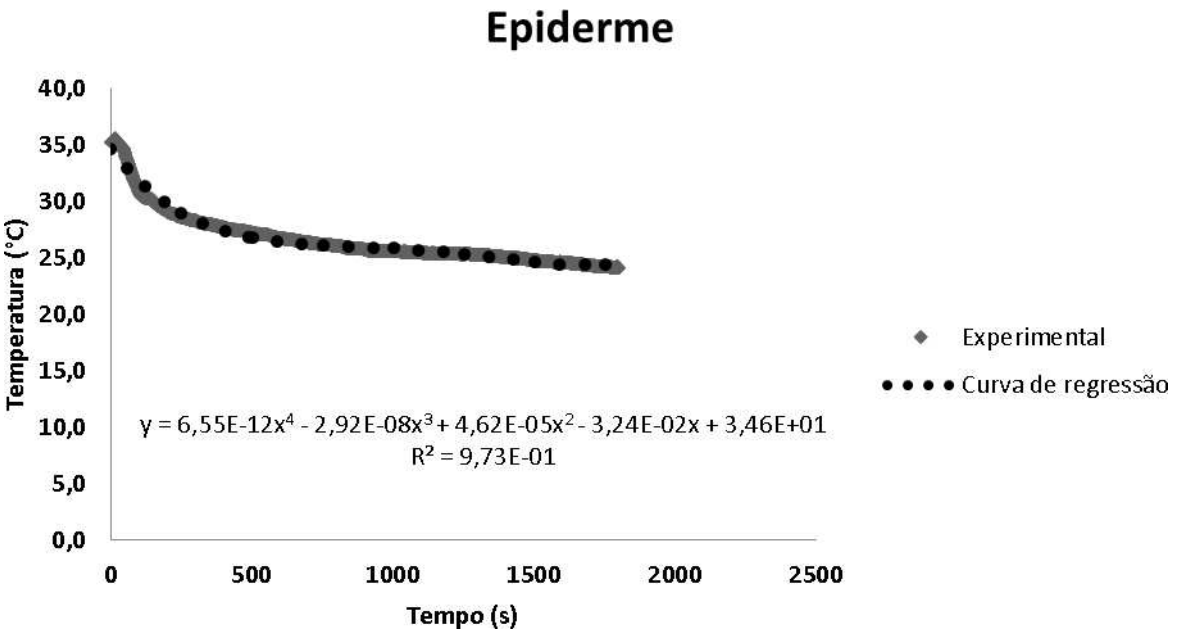


FIGURA 3.8 - Comportamento da temperatura da epiderme durante a situação de resfriamento terapêutico e a expressão matemática utilizada para as simulações RC 2.

O ajuste de curva apresentou um R^2 próximo de 1, sendo representativo do comportamento da temperatura experimental da epiderme.

As mesmas condições das simulações RC 1B e RC 1D foram utilizadas para as simulações RC 2, as quais foram denominadas RC 2B e RC 2D, respectivamente.

3.6.1 Simulações numéricas do joelho humano

As simulações do aquecimento e do resfriamento realizadas na articulação do joelho canino serviram como base para determinar as condições adotadas para as simulações do joelho humano. Apesar da temperatura da epiderme ser mensurada de forma simples na prática clínica e, desta forma, a consideração dessa medida como condição de contorno seja algo viável para os profissionais, o presente estudo não possui dados sobre o comportamento da temperatura da epiderme de humanos. Por esse motivo, as simulações do aquecimento e resfriamento terapêuticos da articulação do joelho humano foram realizadas considerando o fluxo corrigido de calor.

Assim, as seguintes condições foram adotadas para o aquecimento e resfriamento do joelho humano:

a) **aquecimento do joelho humano (AH):** o fluxo corrigido de calor de 166 Wm^{-2} foi adotado como condição de contorno na epiderme e a perfusão sanguínea em função da temperatura descrita no estudo de TROBEC et al. (2008) foi considerada;
b) **resfriamento do joelho humano (RH):** o fluxo corrigido de calor de -535,3 Wm^{-2} foi adotado como condição de contorno e a perfusão sanguínea descrita no estudo de TROBEC et al. (2008) foi considerada.

Estudo numérico unidimensional do comportamento da temperatura na articulação do joelho durante as condições de aquecimento e de resfriamento terapêuticos

3.7 Simulação unidimensional do joelho canino

O modelo geométrico unidimensional do joelho canino (FIGURA 3.9) foi elaborado com base no estudo de 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). Segundo ARAÚJO (2009), os valores das espessuras da superfície cutânea, da região subcutânea e da cápsula foram determinados com base na média aritmética de 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). A espessura de cada camada pode ser encontrada na TABELA 3.6.

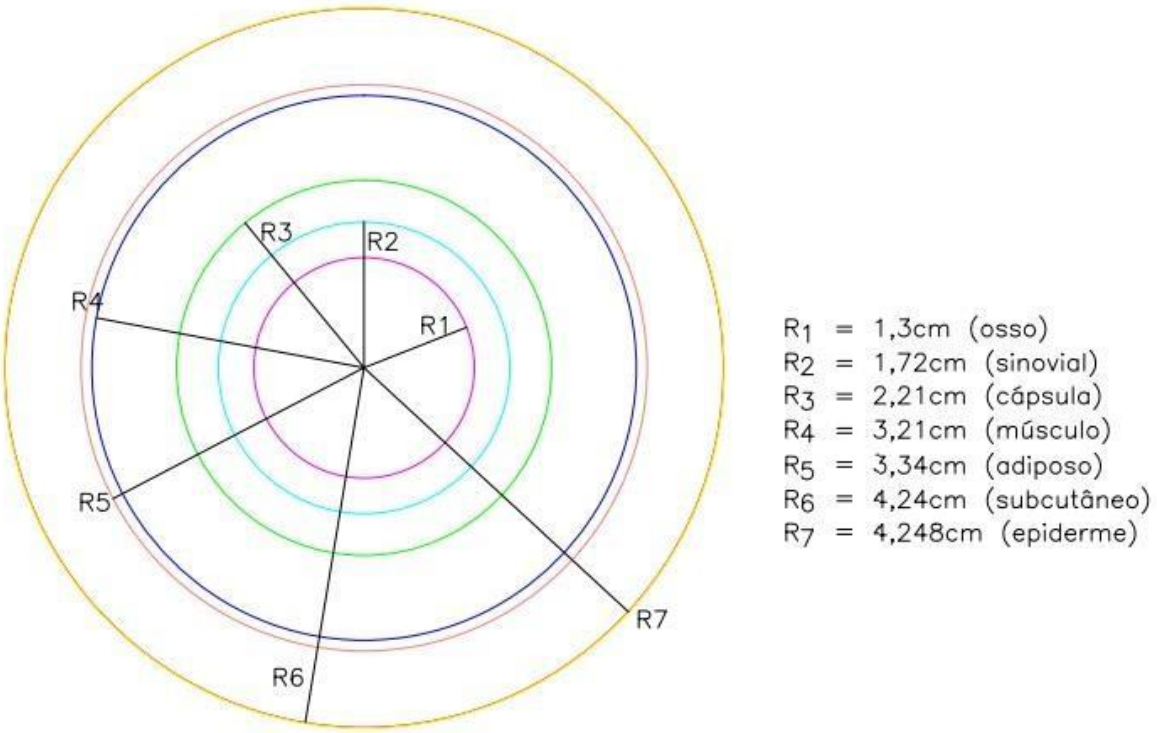


FIGURA 3.9 - Domínio da articulação do joelho canino utilizado para as simulações unidimensionais do aquecimento e resfriamento terapêuticos.

TABELA 3.6 - Espessura das camadas do joelho canino empregadas para a construção do modelo unidimensional.

Regiões	Espessura (m)
Epiderme	$8{,}0 \times 10^{-5}$
Subcutâneo	$9{,}0 \times 10^{-3}$
Adiposo	$1{,}3 \times 10^{-3}$
Músculo	$1{,}0 \times 10^{-2}$
Cápsula	$4{,}9 \times 10^{-3}$
Sinovial	$4{,}2 \times 10^{-3}$
Osso	$1{,}3 \times 10^{-2}$

No presente estudo, um modelo computacional unidimensional em coordenadas cilíndricas foi elaborado para solução do problema da transferência de calor por condução na articulação do joelho. O *software* EES 2016 ® (V10.104 - Engineering Equation Solver) foi utilizado para a elaboração do programa e solução das equações. O programa desenvolvido para o aquecimento pode ser visto no Apêndice C. A versão para o resfriamento pode ser vista no Apêndice D.

O método de diferenças finitas foi utilizado para a discretizaçao da equação da condução de calor em coordenadas cilíndricas. A ideia básica por trás do método das diferenças finitas é substituir as várias derivadas que aparecem na formulação matemática do problema por aproximações adequadas. A derivação mais simples das fórmulas de diferenças finitas faz uso da série Taylor. A derivação é feita aplicando aproximação central sobre a derivada de primeira ordem da expansão da série de Taylor de uma função f(x), no ponto x.

$$f'(x) = \frac{f(x+\delta x) - f(x-\delta x)}{2\delta x} - \frac{\delta x^2}{6} f'''(x) + \cdots \tag{3.19}$$

A primeira parte da equação é considerada como uma aproximação de precisão de primeira ordem enquanto a última expressão leva a uma aproximação precisa de segunda ordem. No método de diferenças finitas, os termos de ordem superior à primeira ordem são desconsiderados a fim de obter uma aproximação para a derivada.

As aproximações para derivadas de segunda ordem podem ser obtidas de forma semelhante, desconsiderando os termos de ordem superior a primeira ordem:

$$f''(x) = \frac{f(x+\delta x) - 2f(x) + f(x-\delta x)}{\delta x^2} - \frac{1}{12}\ \delta x^2 f''''(x) + \cdots \tag{3.20}$$

Os erros estão sempre envolvidos na realização de qualquer cálculo numérico. Os erros de arredondamento aparecem sempre que a computação ocorre usando um número finito de dígitos. O erro de truncamento é o erro que existe mesmo na ausência de erro de arredondamento e é o resultado de negligenciar termos de ordem superior nas aproximações de diferenças finitas obtidas das expansões da série Taylor. O trabalho numérico bem-sucedido na transferência de calor por condução requer atenção em questões de precisão e controle de erros.

3.7.1 Condução de calor transiente em coordenadas cilíndricas

Considerando um problema de condução de calor unidimensional transiente em um cilindro, a equação diferencial governante é dada por:

$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} = \frac{1}{r}\frac{\partial}{\partial r}(rk\frac{\partial T}{\partial r}) + \dot{g} \tag{3.21}$$

em que: ρ é a massa específica do tecido, c_p é o calor específico do tecido, T é a temperatura, k é a condutividade térmica, r é o raio e g representa o termo de geração de energia.

Introduzindo uma malha ou nós r_i, i = 1, 2, ..., N, com espaçamento uniforme Δr, um esquema explícito é obtido usando a formulação de diferenças centrais para a derivada espacial e uma diferença de Euler para a derivada do tempo. Assim, escrevendo a temperatura do nó em r_i e no tempo t_j como $T_{i,j}$, e considerando propriedades constantes, o esquema explícito de diferenças finitas é dado por:

$$T_{i,j+1} = T_{i,j} + \frac{\alpha\Delta t}{r_i\Delta r^2}(r_{i-\frac{1}{2}}T_{i-1,j} - 2r_iT_{i,j} + r_{i+\frac{1}{2}}T_{i+1,j}) + (\frac{\Delta t}{\rho c_p})\dot{g} \tag{3.22}$$

$$\dot{g} = \dot{q}_{met} + \dot{q}_{perf} \tag{3.23}$$

Para a realização das simulações de aquecimento e resfriamento em domínio unidimensional foram considerados os valores de metabolismo descritos na TABELA 3.3. Foi considerada a perfusão de Trobec, conforme descrito na equação (3.5).

Uma alternativa conveniente para se determinar a equação de diferenças finitas para o centro do cilindro é considerar que no centro do cilindro não há fluxo de calor. Com isso, considerando uma malha suficientemente refinada, é possível aproximar que a temperatura do nó no centro do cilindro e o nó adjacente é a mesma, ao longo do tempo. A equação resultante é dada por:

$$T_{1,j} = T_{0,j} \tag{3.24}$$

A condição de contorno da superfície do cilindro, para o presente estudo, é de temperatura conhecida ao longo do tempo. Logo,

$$T_{r_N,j} = T_{\sup(t)} \tag{3.25}$$

Uma limitação importante do esquema explícito é que seja condicionalmente estável. O cálculo de $T_{i,j}$ com o método acima produz resultados estáveis e fisicamente significativos somente se a condição de Courant-Friedrichs-Lewy (CFL) for cumprida, ou seja, desde de que:

$$\Delta t < \frac{\Delta r^2}{2\alpha} \tag{3.26}$$

3.8 Validação física

Os resultados da solução numérica quando comparados com a realidade de um problema físico podem apresentar algum erro relacionado com o uso de equações diferenciais que não representam adequadamente o fenômeno. Por esse motivo, a validação física deve ser realizada com o intuito de demonstrar a fidelidade do modelo matemático com o problema físico (MALISKA, 2004). No presente estudo, a validação física das simulações bidimensionais e unidimensionais do joelho canino foi realizada comparando os resultados obtidos por meio das simulações com valores médios de temperatura obtidos a partir de um estudo experimental *in vivo* (ARAÚJO, 2009).

A diferença percentual média (DPM) entre as simulações e os dados experimentais será calculada para cada uma das camadas teciduais utilizando a equação (3.27). Para o regime transiente (aquecimento e resfriamento terapêuticos) a diferença percentual será calculada em determinados instantes de tempo.

$$DPM = [(T_{simul} - T_{exp})/T_{exp}] * 100 \tag{3.27}$$

em que: DPM é a diferença percentual média, T_{simul} representa a média volumétrica da temperatura simulada e T_{exp} a temperatura média encontrada com o experimento *in vivo.*

Como critérios para avaliar a validade das simulações considerou-se: 1- uma diferença percentual média menor ou igual a 10% em todas as camadas avaliadas, visto que os parâmetros termofísicos e fisiológicos vinculados ao processo de biotransferência de calor são bastante discrepantes na literatura (essas diferenças demonstram que ainda existem incertezas na medida

experimental desses parâmetros) e 2 –comportamento da temperatura dos tecidos dentro da faixa de incerteza calculada para o experimento *in vivo*.

Segundo o "Guia para a expressão de incerteza de medição" ou *Guide to the expression of uncertainty in measurement* (GUM), o resultado de uma medição é somente uma aproximação ou estimativa do valor do mensurando e, assim, só é completo quando acompanhado pela declaração da incerteza dessa estimativa. A incerteza de medição é formalmente descrita no no GUM como o parâmetro, associado ao resultado de uma medição, que caracteriza a dispersão dos valores que podem ser razoavelmente atribuídos ao mensurando, sendo caracterizada por uma faixa de dispersão ou intervalo, enão um valor pontual (JCGM, 2008).

A incerteza de medição pode, em alguns casos, ser obtida por uma avaliação do "Tipo A", enquanto que, em outros casos, por umaavaliação do "Tipo B", podendo-se obter, do mesmo modo, a incerteza que caracteriza um efeito aleatório. A incerteza padrão do "Tipo A" é calculada a partir de uma série de observações repetidas. Neste caso, a incerteza padrão é o desvio padrão experimental da média. A avaliação de "Tipo B" da incerteza padrão é o método de avaliação da incerteza por meio de outras análises estatísticas de uma série de observações. Neste caso, a avaliação da incerteza padrão baseia-se em algum outro conhecimento científico. Os valores pertencentes a esta categoria podem ser derivados, por exemplo, de experiência ou conhecimento geral sobre o comportamento e propriedades de materiais e instrumentos relevantes. De acordo com Cornacchia et al. (2003), a incerteza de termopares tipo K pode ser considerada como 1,1 ° C.

A incerteza padrão combinada pode ser determinada pela equação 3.28.

$$u_c = \sqrt{u_A{}^2 + u_B{}^2} \tag{3.28}$$

em que: u_c é a incerteza padrão combinada, $u_A$representa a incerteza do "Tipo A" e $u_B$representa a incerteza do "Tipo B".

Segundo o GUM, para satisfazer as necessidades de algumas aplicações industriais e comerciais, assim comopara atender a requisitos nas áreas de saúde e segurança, pode ser obtida uma incerteza expandida U pela multiplicação da incerteza-padrão combinada u_c por um fator

de abrangência k (Equação 3.29). A finalidade pretendida para U é fornecer um intervalo em torno do resultado de uma medição com o qual se esperaabranger uma grande fração da distribuição de valores que poderiam razoavelmente ser atribuídos aomensurando. Nos casos em que uma distribuição normal (gaussiana) pode ser atribuída ao mensurando e a incerteza padrão associada à estimativa de produção tem confiabilidade suficiente, o fator de cobertura padrão k = 2 deve ser usado. A incerteza expandida atribuída corresponde a uma probabilidade de cobertura de aproximadamente 95%.

$$U = ku_c \tag{3.29}$$

em que: U é a incerteza expandida, k é o fator de abrangência e u_c é a a incerteza padrão combinada.

As simulações do joelho humano terão seus resultados correlacionados com dados da literatura. Acredita-se que a validação das simulações do joelho canino permite a extrapolação do modelo para a articulação do joelho humano.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

A estrutura anatômica do joelho humano é bastante complexa por incluir ossos, cartilagem, sinóvia, músculos, vasos, pele e outros tecidos que possuem diferentes propriedades térmicas. Parcialmente atribuído a esta razão existem poucos estudos, na literatura, que realizam uma análise teórica do problema de transferência de calor das articulações, especialmente a do joelho. Até o presente momento, apenas três trabalhos utilizam um modelo geométrico baseado em imagens reais para avaliar, por meio da simulação numérica, o processo de transferência de calor na articulação (TROBEC et al., 2008; XIAO et al., 2011; XUE; HE; LIU, 2013).

O estudo de Trobec et al. (2008) simulou computacionalmente, pelo método de diferenças finitas, o resfriamento tópico do joelho por dois métodos crioterápicos distintos. No entanto, diferentemente do presente estudo, a comparação com os dados experimentais foi realizada em apenas dois pontos (um mais superficial, na região do subcutâneo; outro mais profundo, na região intra-articular). Sabe-se que os números limitados de medidas podem ser insuficientes para o conhecimento adequado da distribuição da temperatura durante um procedimento térmico. Apesar dos resultados positivos descritos pelos autores, a comparação entre os dados experimentais e númericos não é expressa de forma clara no estudo. As simulações foram realizadas desconsiderando a perfusão sanguínea e o metabolismo em todos os tecidos, com exceção do músculo.

Xiao et al. (2011) realizaram simulações numéricas para avaliar os campos de temperatura em joelhos normais, patológicos e sobre o efeito do aquecimento. O modelo geométrico adotado para as simulações foi simplificado e considerou apenas a pele, o músculo, o osso e o vaso sanguíneo. A consideração da perfusão sanguínea e do metabolismo foi realizada apenas no músculo, sendo desprezada nos demais tecidos. A perfusão sanguínea foi considerada constante. Segundo os autores, a influência de diferentes intensidades de calor sobre a temperatura interna do joelho é investigada. No entanto, os métodos de aquecimento simulados não foram bem descritos e os critérios utilizados para a determinação dos fluxos de calor adotados como condição de contorno não foram explicitados no trabalho. Tal fato inviabiliza a reprodução do estudo em pesquisas e na prática clínica. Além dessas limitações, o estudo não realiza a validação física do modelo. Segundo Versteeg e Malalasekera (2004), a validação física deve ser realizada com o intuito de demonstrar a fidelidade do modelo matemático com o problema físico.

Xue, He e Liu (2013) avaliaram computacionalmente os efeitos de grandes vasos sanguíneos da articulação do joelho humano durante os processos de resfriamento e aquecimento. Foi exposta a limitação da equação de biotransferência de Pennes, que leva em consideração somente os efeitos térmicos dos vasos capilares por um termo de perfusão sanguínea, sendo inválida quando os vasos sanguíneos termicamente significativos são distribuídos nos tecidos, geralmente com diâmetros maiores que 0,5 mm. Tais vasos são distribuídos por todo o corpo humano e afetam o perfil de temperatura gerado pela equação clássica de biotransferência. O número reduzido de informações a respeito dos efeitos térmicos dos grandes vasos motivou a realização do estudo completo baseado na estrutura anatômica do joelho. Para isso, um modelo tridimensional simplificado do joelho contendo pele, músculo, osso e vaso sanguíneo foi desenvolvido com base em imagens de ressonância magnética e tomografia computadorizada. A equação de Pennes foi adotada como modelo matemático. A taxa de perfusão sanguínea e a perfusão foi considerada em função da temperatura. No entanto, essa consideração foi realizada apenas na camada muscular. O fluxo sanguíneo nos grandes vasos sanguíneos foi simplificado como estacionário independente do processo de troca de calor, incompressível e newtoniano, descrito de acordo com a equação de Navier-Stokes. Foram modeladas uma artéria e veia com diâmetros de 1,5 mm e 2,0 mm, respectivamente. Foi adotado um perfil de velocidade uniforme na entrada da artéria e da veia, e valores aproximados de fluxo volumétrico. Na saída foi adotada a condição limite de pressão, onde a pressão de referência foi definida como zero. Para as simulações dos processos de resfriamento e de aquecimento, a presença de um líquido resfriado e aquecido foi considerada pelos autores como condição de contorno, respectivamente. Os resultados numéricos mostraram que os efeitos térmicos dos grandes vasos sanguíneos afetam de forma notória a distribuição da temperatura da articulação do joelho durante os tratamentos térmicos. Foi observado como esses vasos afetam de maneira oposta os dois tipos de tratamentos térmicos, sendo queno resfriamento os vasos possuem a capacidade de fornecer calor e no aquecimento promovem a retirada de calor dos tecidos. Apesar dos resultados encontrados, não é descrito no estudo as características dos recursos simulados, o que não permite estender os resultados observados para uma correlação com a prática clínica. Além disso, os resultados das simulações não foram comparados com dados experimentais, inviabilizando a validação do modelo.

Dessa forma, o presente trabalho se justifica pelas considerações realizadas (variações da taxa de perfusão sanguínea, consideração de diferentes valores de perfusão sanguínea encontrados na literatura e consideração das propriedades fisiológicas em todos os tecidos),

pela relação com a prática clínica da fisioterapia e pela comparação dos resultados simulados com dados experimentais, ainda não existente de forma clara e categórica na literatura. Frente a essas questões, os resultados das simulações em neutralidade térmica e durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos e suas respectivas comparações com dados experimentais *in vivo* são apresentados a seguir.

4.1 Simulações numéricas do joelho canino

4.1.1 Neutralidade térmica do joelho canino (NC)

a) simulação NC 1: foram utilizados para todos os tecidos os valores médios de perfusão sanguínea, descritos no estudo de Araújo, e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante.

Na FIGURA 4.1 estão representados os valores de temperatura obtidos por meio da simulação NC 1 para cada camada tecidual da articulação. Os resultados da simulação foram comparados à dados experimentais médios e ao valor médio da incerteza expandida. Pode-se perceber que em todos os tecidos a temperatura da simulação foi superior à temperatura média experimental. No entanto, apenas o músculo medial e a região pericapsular apresentaram valores de temperaturas superiores as incertezas expandidas.

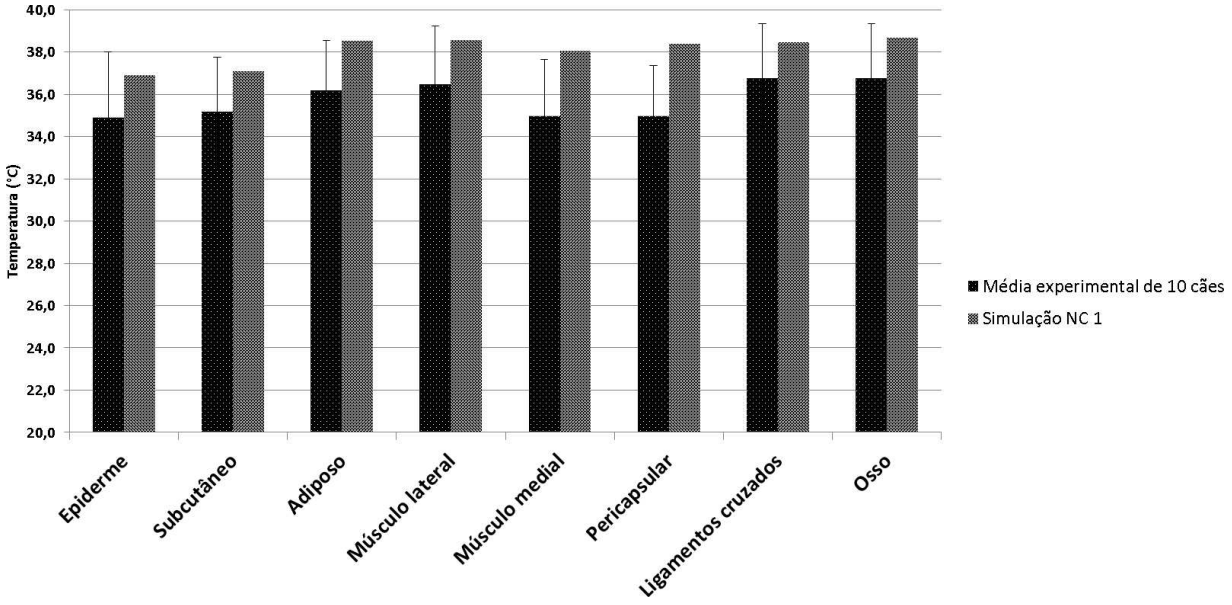


FIGURA 4.1 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e osvalores de temperatura da simulação NC 1.

A TABELA 4.1 apresenta os valores de temperatura obtidos com o experimento, com a simulação NC 1 e a diferença percentual entre ambos. Pode-se notar que no experimento *in vivo*, a temperatura média da epiderme apresenta o menor valor quando comparada as demais camadas teciduais. De acordo com Lim, Byrne e Lee (2008), nos seres humanos, a temperatura corporal é dividida em central e periférica. A tempertaura central refere-se as temperaturas de cavidades e a temperatura periférica está relacionada as temperaturas da pele, do subcutâneo e dos músculos. Segundo os autores, a temperatura central é regulada pelo cérebro e a temperatura periférica sofre maior influência do fluxo sanguíneo e das condições ambientais. Da mesma forma, na articulação do joelho, observa-se que as temperaturas das camadas localizadas mais externamente no modelo (epiderme e subcutâneo) são inferiores as mais internas (região de ligamentos cruzados). Tal fato pode ser justificado pela proximidade das camadas externas com a condição de contorno de convecção natural, imposta na epiderme.

A maior diferença percentual encontrada entre as temperaturas experimentais e simuladas foi de 10% para a região pericapsular. A menor diferença percentual foi de 5% e ocorreu nos tecidos subcutâneo e ósseo e na região dos ligamentos cruzados.

Apesar da simulação NC 1 ter apresentado valores de temperatura que se distanciaram 10% ou menos dos dados coletados experimentalmente em todas as camadas, algumas considerações podem ser realizadas para aprimorar os resultados da simulação. Sabe-se que a

circulação sanguínea é um mecanismo chave para a regulação da temperatura corporal (ZOLFAGHARI; MAEREFAT, 2015). Segundo Pennes (1948), a transferência de calor que ocorre através do escoamento sanguíneo pode ser modelada por meio de uma taxa volumétrica de perfusão sanguínea. Nesse contexto, o sangue pode atuar como uma fonte ou um sumidouro de calor (SILVA; LYRA; LIMA, 2013). Dessa forma, como na simulação NC 1, a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante (fonte), a diferença de temperatura entre o sangue e a camada tecidual também será fixa (1 °C). Assim, o sangue atua como uma fonte de calor constante, o que pode justificar as diferenças encontradas.

TABELA 4.1 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	34,9	36,9	6
Subcutâneo	35,2	37,1	5
Adiposo	36,2	38,6	7
Músculo Lateral	36,5	38,6	6
Músculo Medial	35,0	38,1	9
Pericapsular	35,0	38,4	10
Ligamentos cruzados	36,8	38,5	5
Osso	36,8	38,7	5
	Diferença percentual média (%)		6,6

b) simulação NC 2: considerou os mesmos valores médios de perfusão sanguínea utilizados na simulação NC 1. No entanto, a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

Na FIGURA 4.2 estão representadas as temperaturas médias obtidas com o experimento, a incerteza expandida média das medições do experimento e as temperaturas obtidas por meio da simulação NC 2. É possível notar que, apesar da simulação apresentar temperaturas ligeiramente superiores aos valores experimentais médios, as temperaturas de

todas as regiões avaliadas convergiram para valores dentro da faixa de incerteza dos dados experimentais.

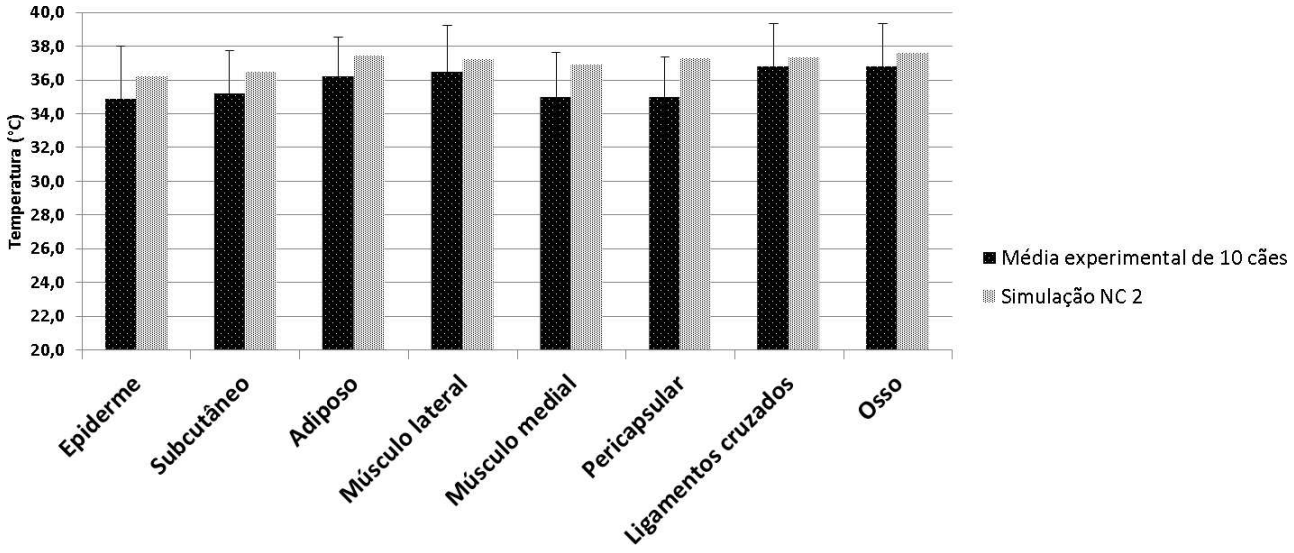


FIGURA 4.2 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e osvalores de temperatura da simulação NC 2.

Os valores de temperatura obtidos no experimento, na simulação e a diferença percentual entre ambos estão demonstrados na TABELA 4.2. A maior diferença percentual entre temperaturas experimentais e simuladas foi de 7% para a região pericapsular, correspondendo a uma variação de temperatura de 2,3°C. A região dos ligamentos cruzados apresentou diferença percentual de 1%, a menor entre todos os tecidos simulados, correspondendo a uma variação de temperatura de apenas 0,5°C. A utilização da taxa de perfusão em função da temperatura resultou em valores de temperaturas simuladas menores e mais próximos do dados experimentais em comparação a simulação NC 1. Como o sangue não atua como uma fonte de calor constante, uma maior ou menor quantidade de calor é fornecida para o tecido em função da diferença de temperatura existente. Drizdal et al. (2010) relatam que a implementação adequada do transporte de energia proveniente da perfusão sanguínea é essencial para a estimativa pertinente da distribuição da temperatura. Segundo os autores, a consideração da taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura é um problema não linear, o qual resulta em um maior consumo de tempo computacional em comparação com a taxa de perfusão sanguínea constante. Caso a precisão dos resultados não fosse alterada pela utilização da taxa de perfusão sanguínea constante, essa consideração poderia ser realizada por

implicar em um menor consumo de tempo. A escassez de trabalhos que adotam de modelos de perfusão sanguínea dependentes da temperatura nas análises de transferência de calor em tecidos vivos é mencionada pelos autores. Diante da escassez de dados experimentais para comparação, não era possível analisar o impacto dessas considerações do termo de perfusão sanguínea nos estudos encontrados. Dessa forma, as simulações NC 1 e NC 2, realizadas no presente estudo, mostram que a utilização da taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura resulta em uma melhor aproximação entre os dados experimentais e simulados, reforçando a necessidade de adotar essa consideração para a realização das simulações.

TABELA 4.2 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	34,9	36,2	4
Subcutâneo	35,2	36,5	4
Adiposo	36,2	37,2	3
Músculo Lateral	36,5	37,1	2
Músculo Medial	35,0	36,7	5
Pericapsular	35,0	37,3	7
Ligamentos cruzados	36,8	37,3	1
Osso	36,8	37,5	2
	Diferença percentual média (%)		3,4

c) simulação NC 3: foi realizada considerando os valores de perfusão sanguínea mais comumente citados na literatura e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante, ou seja, a temperatura dos tecidos foi mantida fixa em 37,1°C, e a temperatura de referência em 38,1°C.

As combinações dos valores de perfusão sanguínea utilizadas para essa simulação estão descritas na TABELA 4.3. A TABELA 4.3 apresenta para cada camada tecidual a diferença percentual entre os valores de temperatura experimentais e das simulações. São mostradas as diferenças percentuais de cada uma das oito combinações simuladas e da simulação com valores

médios de perfusão encontrados na literatura. Além disso, a última linha da tabela corresponde a média das diferenças encontradas em cada camada para cada uma das nove simulações.

As simulações realizadas com o valor médio de perfusão e com as combinações C1, C2, C3 e C5 apresentaram diferença percentual menor ou igual a 10% em todas os tecidos avaliados, sendo compatível com o critério de validação física adotado no presente estudo. A simulação considerando a combinação C1 de valores de perfusão foi a que resultou em temperaturas mais próximas das experimentais, apresentando diferença média de 5%. A combinação C8 resultou nos valores mais altos de temperatura e a maior diferença percentual para os dados experimentais, 16%. Isso pode indicar que essa combinação, juntamente com as combinações C4, C6 e C7 podem estar superestimadas para simulações em neutralidade térmica. Os resultados obtidos com a simulação NC 3 demonstram que o modelo que considera a taxa de perfusão ($q_{\dot{w}}$) constante é sensível à mudanças nos valores de perfusão sanguínea, pois foi possível verificar variações de até 6 % entre a média das combinações. Segundo Cui e Barbanel (1990) e Cui e Barbanel (1991) as propriedades teciduais, em especial a perfusão sanguínea, influenciam fortemente o comportamento e as respostas térmicas dos tecidos, tanto na neutralidade térmica quanto nas situações transientes. Entretanto, a estimativa dos valores dessa propriedade fisiológica é um dos maiores obstáculos teóricos para a realização de qualquer modelo do sistema biológico. Ao buscar trabalhos sobre biotransferência de calor é possível notar que os valores de perfusão sanguínea diferem em alguns estudos, em especial na camada muscular e óssea. Essas diferenças demonstram que ainda existem incertezas na medida experimental dessa propriedade. Desta forma, com a presente simulação é possível notar que a aproximação equivocada do valor de perfusão sanguínea para as camadas teciduais pode influenciar nos resultados encontrados, quando a taxa de perfusão sanguínea é considerada constante.

TABELA 4.3 - Valores de diferença percentual de temperatura de cada tecido para cada uma das nove simulações realizadas e a média de diferença percentual encontrada em cada simulação.

Camadas	**Média (%)**	**C1 (%)**	**C2 (%)**	**C3 (%)**	**C4 (%)**	**C5 (%)**	**C6 (%)**	**C7 (%)**	**C8 (%)**
Epiderme	6	5	5	6	7	6	7	7	9
Subcutâneo	5	4	5	5	6	6	6	7	9
Adiposo	7	5	5	5	6	7	7	8	9
Músculo lateral	6	5	5	6	7	7	7	8	10
Músculo medial	9	7	8	8	10	10	10	10	12
Pericapsular	10	9	9	10	14	10	11	12	16
Ligamentos cruzados	5	3	4	5	9	5	6	7	10
Osso	5	4	4	6	10	6	6	8	11
Média	6	5	6	6	9	7	8	8	11

A FIGURA 4.3 relaciona as temperaturas experimentais médias com os valores de temperatura simulados considerando o valor médio de perfusão encontrados na literatura e as combinações C1, C2, C3 e C5 desses valores. Essas combinações foram as escolhidas por apresentarem diferenças percentuais menores ou iguais a 10% em todas as camadas. A análise da figura mostra que todas as temperaturas simuladas foram superiores as mensuradas experimentalmente. Além disso, as temperaturas obtidas com a combinação C5 adotada para o tecido adiposo e com as combinações C1, C2, C3 e C5 e os valores médios de perfusão sanguínea do músculo medial e da região pericapsular também foram superiores as incertezas expandidas calculadas para o experimento. Vale ressaltar que a simulação NC 3 foi realizada considerando a perfusão sanguínea constante, o que pode ter contribuído para as temperaturas superiores encontradas nas simulações.

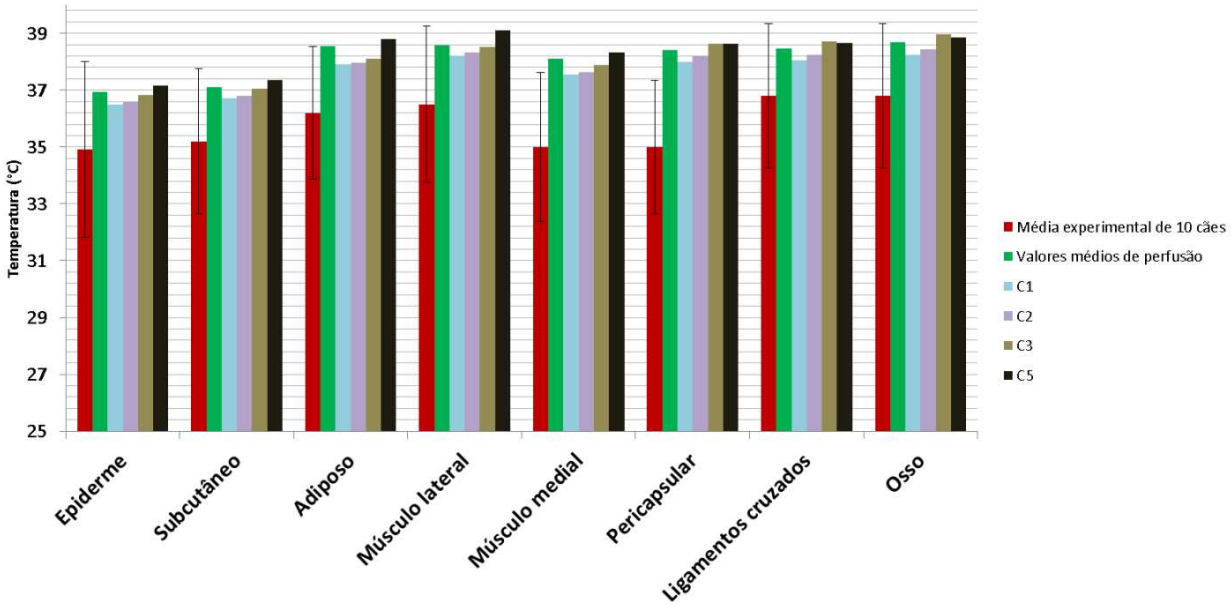


FIGURA 4.3 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e osvalores simulados de temperatura considerando os valores médios de perfusão e as combinações C1, C2, C3 e C5.

d) simulação NC 4: considerou as mesmas combinações de perfusão sanguínea adotadas na simulação NC 3. No entanto, a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

A TABELA 4.4 apresenta para cada camada tecidual a diferença percentual entre os valores de temperatura experimentais e simulados. São mostradas as diferenças percentuais de cada uma das oito combinações simuladas e da simulação com valores médios de perfusão encontrados na literatura (ARAÚJO, 2009). Além disso, a última linha da tabela corresponde à média das diferenças encontradas em cada camada, para cada uma das nove simulações.

TABELA 4.4 - Valores de diferença percentual de temperatura de cada tecido para cada uma das nove simulações realizadas e a média de diferença percentual encontrada em cada simulação.

Camadas	**Média (%)**	**C1 (%)**	**C2 (%)**	**C3 (%)**	**C4 (%)**	**C5 (%)**	**C6 (%)**	**C7 (%)**	**C8 (%)**
Epiderme	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Subcutâneo	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Adiposo	3	2	2	2	2	2	2	3	3
Músculo lateral	2	1	1	1	2	2	2	2	2
Músculo medial	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Pericapsular	7	6	6	6	7	6	6	6	7
Ligamentos cruzados	1	1	1	1	2	1	1	1	2
Osso	2	2	2	2	2	2	2	2	2
Média	3	3	3	3	3	3	3	3	3

Ao comparar os valores de diferença percentual obtidos com a simulação NC 3 (TABELA 4.3) e NC 4 (TABELA 4.4), pode-se perceber que houve uma diminuição desses valores na simulação NC 4 para todas as camadas teciduais. Na simulação NC 4, a maior diferença percentual foi de 7% para a região pericapsular, e as diferenças percentuais médias de todas as combinações realizadas foram de 3%. Dessa forma, ao simular a transferência de calor considerando a taxa de perfusão sanguínea como uma função da temperatura, todas as combinações de valores de perfusão encontrados na literatura e a média dos valores de perfusão sanguínea foram consideradas satisfatórios para esse estudo, pois nenhuma apresentou diferença percentual maior que 10%. Como, na simulação NC 4, a taxa de perfusão foi determinada para cada tecido em função da temperatura do mesmo, e os resultados de temperatura de cada tecido foram os mesmos entre as condições, é possível concluir que, para a taxa de perfusão sanguínea, a contribuição da variação da temperatura no tecido é maior do que a dos valores isolados de perfusão sanguínea.

A FIGURA 4.4 relaciona as temperaturas experimentais médias com os valores de temperatura simulados, considerando o valor médio de perfusão encontrado na literatura (ARAÚJO, 2009) e as combinações C1, C2, C3 e C5 desses valores. A análise dessa figura mostra que todas as temperaturas simuladas foram superiores as mensuradas

experimentalmente. No entanto, diferentemente da simulação NC 3, nenhuma combinação realizada resultou em valores de temperatura fora da faixa de incerteza expandida.

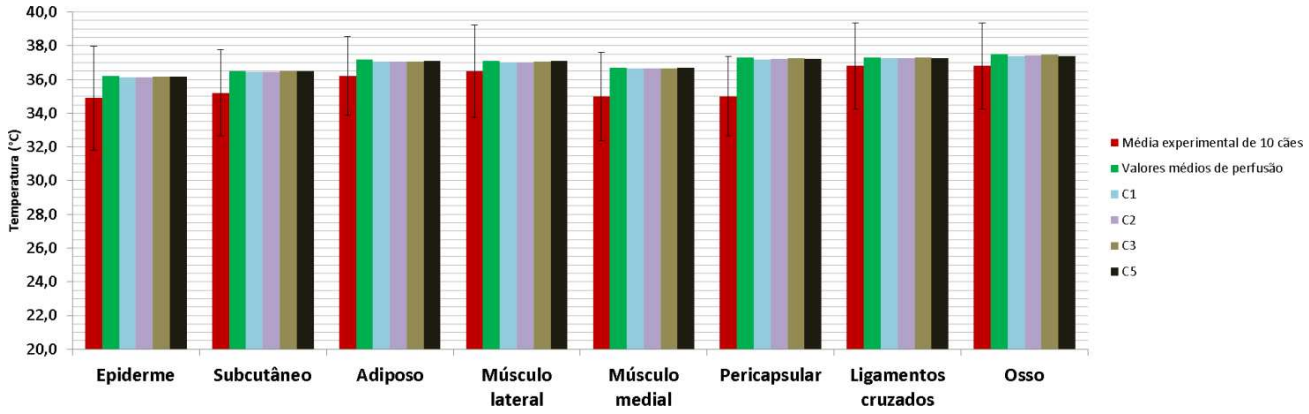


FIGURA 4.4 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida eos valores simulados de temperatura considerando os valores médios de perfusão e as combinações C1, C2, C3 e C5.

e) simulação NC 5: considerou a perfusão sanguínea em função da temperatura, determinada por TROBEC et al. (2008) (Equação 3.5).

A FIGURA 4.5 apresenta as temperaturas médias obtidas com o experimento, a incerteza expandida média das medições do experimento e as temperaturas obtidas por meio da simulação NC 5. Observa-se que as temperaturas simuladas de todas as regiões modeladas apresentam-se mais elevadas que as temperaturas experimentais. No entanto, pode-se notar que a epiderme, o tecido adiposo, o subcutâneo, o músculo lateral, os ligamentos cruzados e o osso apresentaram temperaturas simuladas próximas das temperaturas experimentais. Além disso, as temperaturas simuladas das regiões avaliadas convergiram para valores dentro da faixa de incerteza dos dados experimentais.

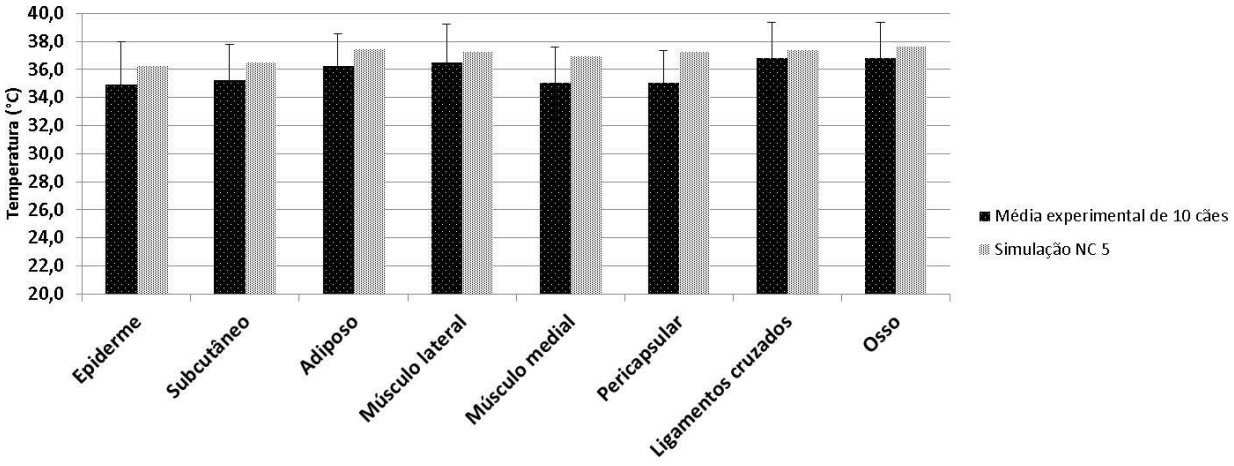


FIGURA 4.5 - Valores de temperatura experimental de cada tecido com a incerteza média expandida e os valores de temperatura da simulação NC 5.

A TABELA 4.5 apresenta os valores de temperatura obtidos com o experimento, com a simulação NC 5 e a diferença percentual entre ambos. As maiores diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e as simuladas foram de 6,4% para a região pericapsular e de 5,5% para o músculo medial. A menor diferença percentual foi de 1,5% e ocorreu na região dos ligamentos cruzados.

TABELA 4.5 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	34,9	36,2	3,7
Subcutâneo	35,2	36,5	3,7
Adiposo	36,2	37,4	3,4
Músculo Lateral	36,5	37,2	2,0
Músculo Medial	35,0	36,9	5,5
Pericapsular	35,0	37,3	6,4
Ligamentos cruzados	36,8	37,4	1,5
Osso	36,8	37,6	2,2
Média	-	**-**	3,6

Os resultados encontrados no presente estudo mostram que, em todas as simulações de neutralidade térmica realizadas (NC 1, NC 2, NC 3, NC 4 e NC 5), o músculo medial e a região pericapsular apresentaram as maiores diferenças percentuais. Ao observar a FIGURA 3.2, que apresenta o corte transversal da articulação do joelho canino, percebe-se que o músculo medial (representado pelo número 4 na figura) e a região pericapsular (representada pelo número 6 na figura) possuem um tamanho menor, quando comparados as demais regiões avaliadas. De acordo com Araújo (2009), para a realização do experimento, o conhecimento sobre a anatomia do joelho canino juntamente com a percepção da sensação tecidual durante a inserção dos termopares auxiliaram na localização das estruturas nas quais os sensores térmicos deveriam ser posicionados. Adicionalmente, a autora relata que todo o procedimento para inserção dos termopares nas estruturas que compõem o joelho foi previamente treinado em peças anatômicas e executado sempre pela mesma equipe. Nenhum equipamento de imagem foi utilizado para verificar a colocação adequada dos termopares. Dessa forma, o posicionamento inadequado dos termopares pode ser uma justificativa para as maiores diferenças percentuais encontradas para o músculo medial e para a região pericapsular.

Em síntese, pela análise das simulações de neutralidade realizadas, pode-se verificar que as temperaturas simuladas apresentaram sempre valores superiores aos mensurados experimentalmente. Os valores mais elevados de temperatura obtidos com a simulação podem ser justificados pelo fato das propriedades termofísicas e fisiológicas dos tecidos vivos apresentarem incertezas associadas devido, principalmente, à dificuldade da medição de seus valores por meio de experimentos. Portanto, valores de perfusão sanguínea, condutividade térmica, calor específico e metabolismo de cada camada possuem uma incerteza inerente, fazendo com que valores superestimados dessas propriedades possam gerar valores de temperatura simulada acima das mensuradas *in vivo.* Dentre as simulações realizadas, a NC 2 e NC 5 apresentaram uma boa aproximação entre os valores de temperatura resultantes das simulações numéricas e os dados registrados experimentalmente. Acredita-se que as considerações adotadas, nessas simulações, para o termo de perfusão representam de forma mais fiel a modelagem matemática proposta por Pennes (1948), em sua equação de biotransferência de calor em tecidos vivos, que propôs que a taxa de perfusão sanguínea fosse uma função da diferença de temperatura entre o sangue e o tecido.

4.1.2 Aquecimento tecidual

As simulações AC 1 foram realizadas considerando o fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}). As simulações AC 2 foram realizadas considerando o fluxo de calor corrigido da manta térmica (qx" = 120,4 Wm^{-2}). Os valores de temperatura da epiderme, obtidos experimentalmente, durante o processo de aquecimento, foram adotados como condição de contorno para a execução das simulações AC 3. Os resultados das simulações do processo de aquecimento terapêutico estão apresentados a seguir.

1- Simulação do aquecimento com fluxo total de calor médio da manta térmica

a) simulação AC 1A: foram utilizados para todos os tecidos os valores médios de perfusão sanguínea descritos no estudo de Araújo (2009) e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante.

Na TABELA 4.6 encontram-se as temperaturas simuladas iniciais, médias, máximas, a diferença de temperatura e as temperaturas finais da simulação. É possível observar que a epiderme, o subcutâneo, os músculos medial e lateral e a região pericapsular apresentaram temperaturas (máxima e final) acima do limite recomendado para o aquecimento terapêutico (40ºC a 45ºC). A maior temperatura final foi encontrada na camada da epiderme, 49,8°C, juntamente com a maior elevação de temperatura, o que era esperado devido à inserção da condição de contorno de fluxo de calor na epiderme. A menor temperatura simulada e a menor elevação de temperatura ocorreram na região óssea (43,8°C), podendo ser explicado pelo fato dessa camada estar localizada mais internamente e ser sobreposta por camadas que dificultam a transferência de calor para essa região. Segundo a literatura, pouco calor é transferido para as regiões mais internas, devido à resistência térmica conferida pela pele e tecidos subcutâneo e adiposo (LOW; REED, 2001). Para 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.

As temperaturas obtidas com a simulação AC 1A são incompatíveis com a realidade terapêutica, visto que, seria inevitável a ocorrência de lesões teciduais devido à alta temperatura atingida na epiderme e no subcutâneo (KNIGHT et al., 2001). Esses resultados mostram a necessidade de se estudar condições de contorno e modelos de perfusão sanguínea que melhor representem o fenômeno proposto.

TABELA 4.6 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 1A, realizada a partir do fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}).

Camadas	Temperatura (°C)				
	Inicial	Média	Máxima	Diferença de temperatura*	Final
Epiderme	34,9	44,4	49,8	14,9	49,8
Subcutâneo	35,5	43,4	48,9	13,4	48,9
Adiposo	36,1	40,3	44,6	8,5	44,6
Músculo lateral	36,5	41,1	45,3	8,8	45,3
Músculo medial	35,1	41,8	46,9	11,8	46,9
Pericapsular	35,2	40,7	45,2	10,0	45,2
Ligamentos cruzados	37,1	40,3	44,7	7,6	44,7
Osso	37,1	39,8	43,8	6,7	43,8

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

A FIGURA 4.6 mostra o perfil da temperatura simulada para cada tecido e os valores de temperatura média de 10 cães em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento, juntamente com a incerteza expandida média calculada para o experimento.

É possível perceber que, em alguns casos, nos 500 segundos iniciais o comportamento da curva de simulação se aproxima do comportamento da curva experimental. Contudo, nos segundos subsequentes nota-se uma tendência de afastamento entre as temperaturas simuladas e experimentais. Observa-se que as temperaturas simuladas tendem a crescer durante todo o período analisado, enquanto as temperaturas experimentais tendem a estabilização. Esse resultado pode ser justificado pela taxa de perfusão sanguínea (considerada na simulação como uma taxa de geração de energia interna) ter sido considerada como um valor constante na simulação AC 1A. Logo, somando esse valor ao metabolismo e ao calor recebido no aquecimento, a tendência é que todos os tecidos aqueçam continuamente no caso simulado. No experimento, a taxa de perfusão depende da temperatura do tecido (que varia no tempo). Quanto maior a temperatura do tecido, menor será a quantidade de calor fornecida pelo sangue para o tecido, até um limite em que o sangue pode passar, inclusive, a retirar calor do tecido

(temperaturas acima da temperatura de referência de 38,1 ºC). Segundo a literatura, a distribuição e o comportamento da temperatura tecidual podem ser fortemente modificados pelo efeito de resfriamento produzido pelo aumento do fluxo sanguíneo na região (LEHMANN et al*.,* 1966; DRAPPER et al*.,* 2004). Sendo assim, na realidade, a medida em que o tecido se aquece, menor é a taxa de fornecimento de calor pelo sangue ao tecido. Quando a temperatura ultrapassa 38,1°C, o sangue passa a retirar calor do sistema, até um momento em que o fornecimento de energia pelo aquecimento e pelo metabolismo se iguala a perda de calor pela taxa de perfusão, e o sistema atinge o regime permanente (estabilização da temperatura).

O comportamento da simulação AC 1A difere do encontrado no estudo de Araújo (2009). Segundo Araújo (2009), em algumas camadas, em especial no músculo e na cavidade intra-articular, a correlação entre os dados experimentais e os simulados foi menor nas fases iniciais do processo de aquecimento, tornando-se maior com o passar do tempo. A autora justifica a menor correlação encontrada nos instantes iniciais pelas temperaturas iniciais adotadas na simulação, as quais foram diferentes das encontradas no experimento.

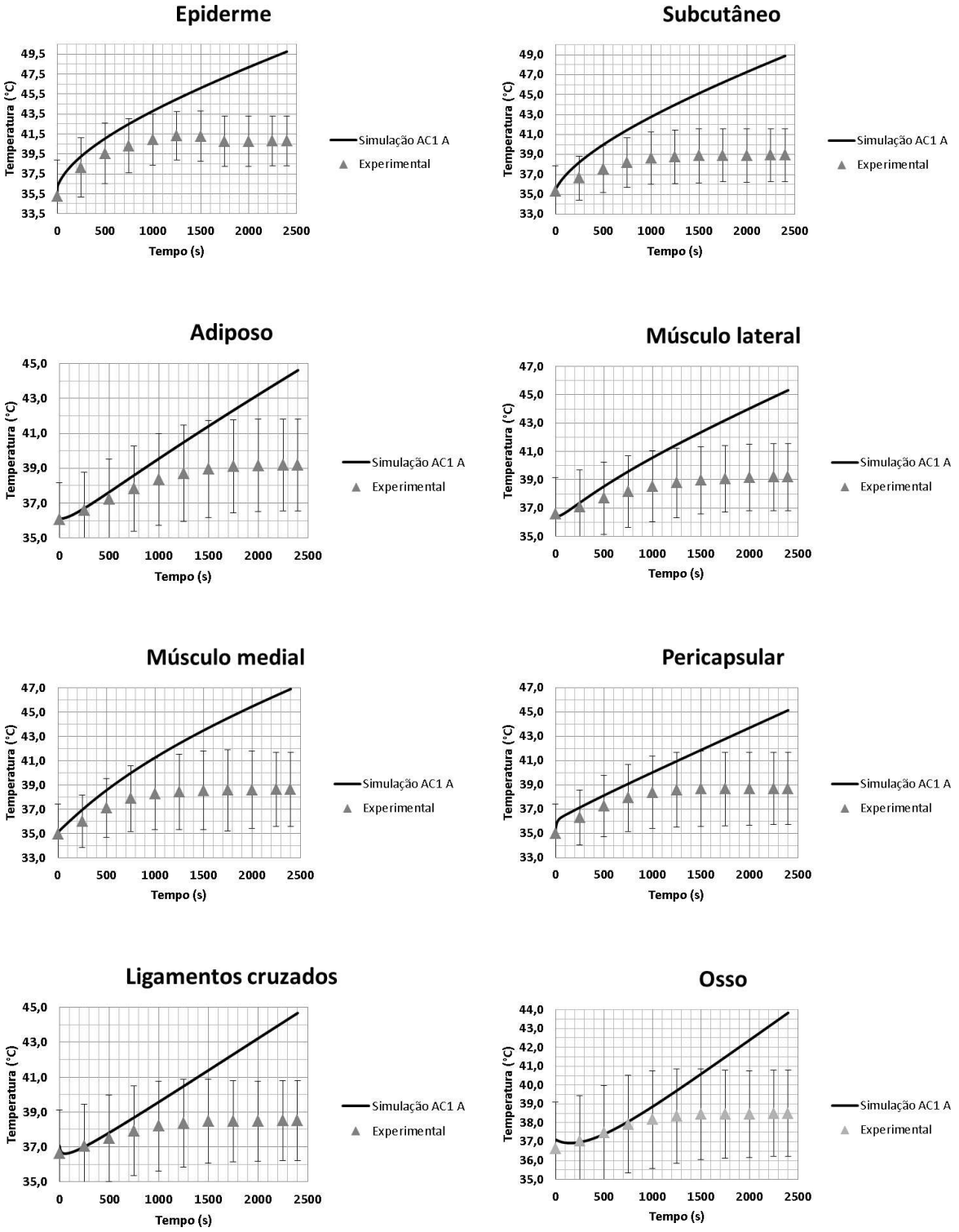


FIGURA 4.6 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC1 A. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais médias encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.7. Na presente simulação, as diferenças percentuais médias foram superiores a 10% para todas as camadas, sendo a maior na região do tecido subcutâneo, 25,6%, e as menores nos tecidos adiposo e ósseo, 13,8% e 13,9%, respectivamente. Pode-se perceber que as temperaturas simuladas estão superestimadas, indicando uma dificuldade do modelo em representar os dados experimentais mensurados. Dessa forma, os resultados encontrados mostram que as condições adotadas para a simulação AC 1A não foram adequadas para representar o comportamento da temperatura do joelho canino durante a situação de aquecimento tecidual.

TABELA 4.7 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	49,8	22,1
Subcutâneo	38,9	48,9	25,6
Adiposo	39,2	44,6	13,8
Músculo lateral	39,2	45,3	15,6
Músculo medial	38,6	46,9	21,4
Pericapsular	38,7	45,2	16,7
Ligamentos cruzados	38,5	44,7	16,1
Osso	38,5	43,8	13,9
	Diferença percentual média (%)		18,2

b) simulação AC 1B: foram adotados os mesmos valores médios de perfusão sanguínea e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

A TABELA 4.8 apresenta as temperaturas simuladas iniciais, médias, máximas, a diferença de temperatura e as temperaturas finais da simulação AC 1B. Nota-se que, diferentemente do ocorrido na simulação AC 1A, os valores de temperatura máxima ficaram

dentro da faixa de temperatura adequada para que os benefícios do aquecimento sejam proporcionados sem danos teciduais (40°C a 45°C), exceção se faz à região óssea que ficou bastante próxima, 39,9°C. As camadas da epiderme e região óssea obtiveram as maiores e menores temperaturas finais, 43,8°C e 39,9°C, e elevações de temperatura, 8,9°C e 2,8°C, respectivamente. A camada muscular, alvo frequente da fisioterapia, teve um aumento de 4,8ºC para o músculo lateral e de 7,1ºC para o músculo medial. Segundo Draper et al. (2013), os efeitos fisiológicos são dependentes da alteração de temperatura dos tecidos. A elevação da temperatura tecidual, considerada como aquecimento leve, é capaz de aumentar a taxa metabólica dos tecidos aquecidos. O aquecimento moderado, caracterizado pela elevação de 2ºC a 3ºC no tecido, promove uma maior resposta metabólica e o incremento da circulação sanguínea para a dissipação do calor. Em temperaturas superiores à 4ºC, o aquecimento vigoroso é alcançado e ocorre diminuição da rigidez tecidual (DRAPER et al., 2013)

TABELA 4.8 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC1 B, realizada a partir do fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	41,9	43,8	8,9	43,8
Subcutâneo	35,5	40,9	42,7	7,2	42,7
Adiposo	36,1	38,9	40,5	4,4	40,5
Músculo lateral	36,5	39,6	41,3	4,8	41,3
Músculo medial	35,1	40,1	42,2	7,1	42,2
Pericapsular	35,2	39,0	40,5	5,3	40,5
Ligamentos cruzados	37,1	38,8	40,3	3,2	40,3
Osso	37,1	38,5	39,9	2,8	39,9

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.9. Percebe-se que todas as diferenças foram inferiores a 10%, sendo a maior de 9,7% para o tecido subcutâneo e as menores de3,4%

para o tecido adiposo e ósseo. Nota-se que os valores de temperatura ao se simular com a taxa de perfusão variando com temperatura em regime de aquecimento foram muito mais próximos dos dados experimentais. Logo, há indícios de que a modelagem com a perfusão sanguínea variando em função da temperatura representa melhor o fenômeno real, resultando em valores mais próximos dos experimentais. No entanto, alguns estudos ainda não consideram essa condição (AREIAS, 2015).

TABELA 4.9 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	43,8	7,4
Subcutâneo	38,9	42,7	9,7
Adiposo	39,2	40,5	3,4
Músculo lateral	39,2	41,3	5,4
Músculo medial	38,6	42,1	9,0
Pericapsular	38,7	40,5	4,6
Ligamentos cruzados	38,5	40,3	4,7
Osso	38,5	39,8	3,4
	Diferença percentual média (%)		6,0

A FIGURA 4.7 mostra o comportamento da temperatura simulada para cada tecido e os valores de temperatura média de 10 cães em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento, juntamente com a incerteza expandida calculada para o experimento. Avaliando as curvas de temperatura da simulação AC 1B nota-se que, diferentemente da simulação AC 1A, os perfis de temperatura de todos os tecidos assemelham-se aos apresentados pelos dados experimentais. Percebe-se que, apesar de, nessa simulação, as temperaturas continuarem superestimadas em relação aos dados mensurados *in vivo*, as curvas de temperaturas simuladas do tecido adiposo, músculo lateral, região pericapsular, ligamentos cruzados e osso permaneceram dentro da faixa de incerteza durante todo o período de aquecimento (2400 s). As

curvas de temperaturas simuladas da epiderme, do subcutâneo e do músculo medial ficaram fora da faixa de incerteza a partir de 1500 s, 1250 s e 2000 s, respectivamente.

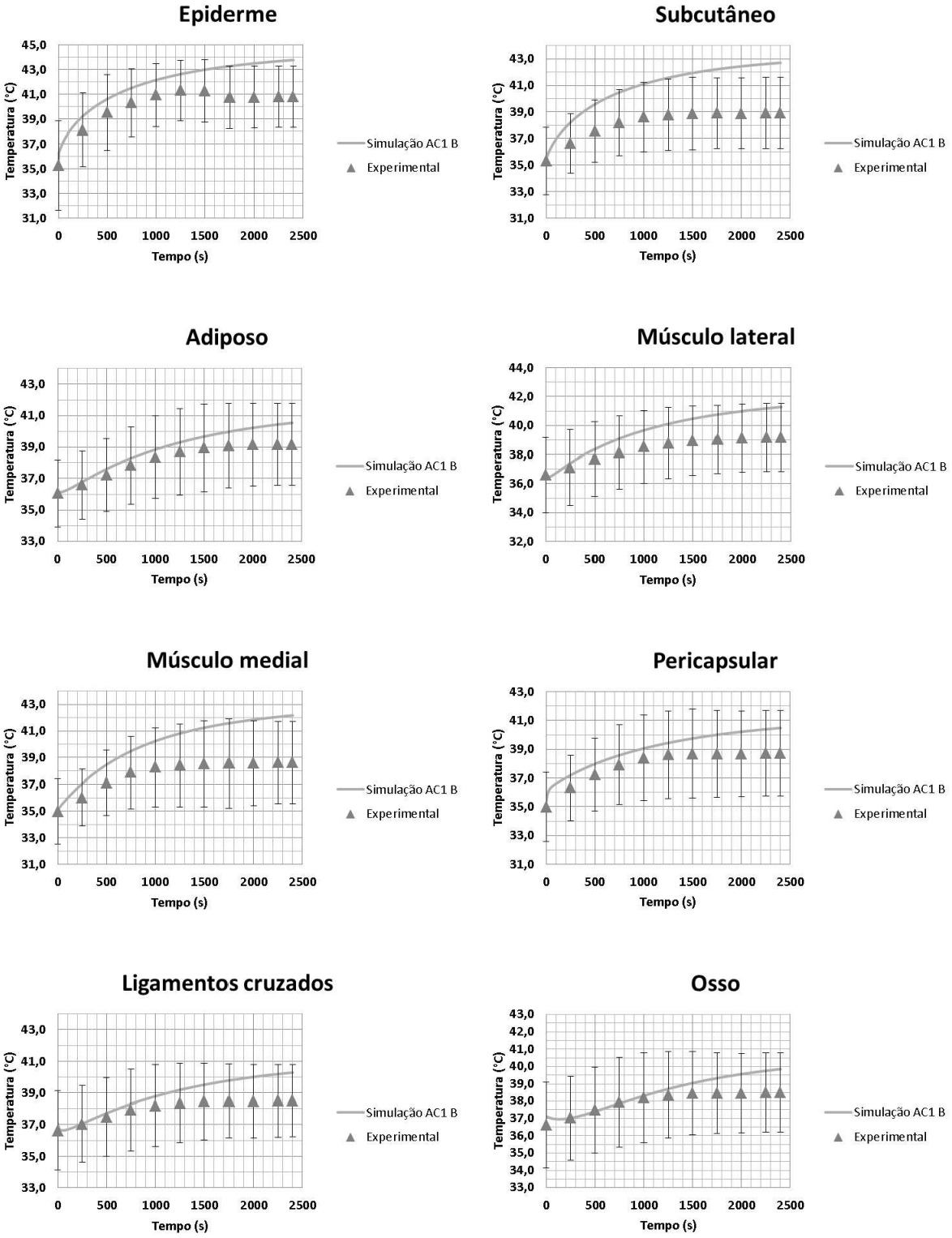


FIGURA 4.7 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC1 B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A FIGURA 4.8 mostra o campo de temperatura da simulação AC 1B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. A região da epiderme apresenta as maiores temperaturas, chegando a 45°C em algumas regiões. Pode-se notar que, o centro do modelo apresenta temperaturas menores, alcançando a temperatura mínima de 35,9°C. A parte central do modelo é constituída dos tecidos adiposo, muscular, região pericapsular, região dos ligamentos cruzados e óssea.

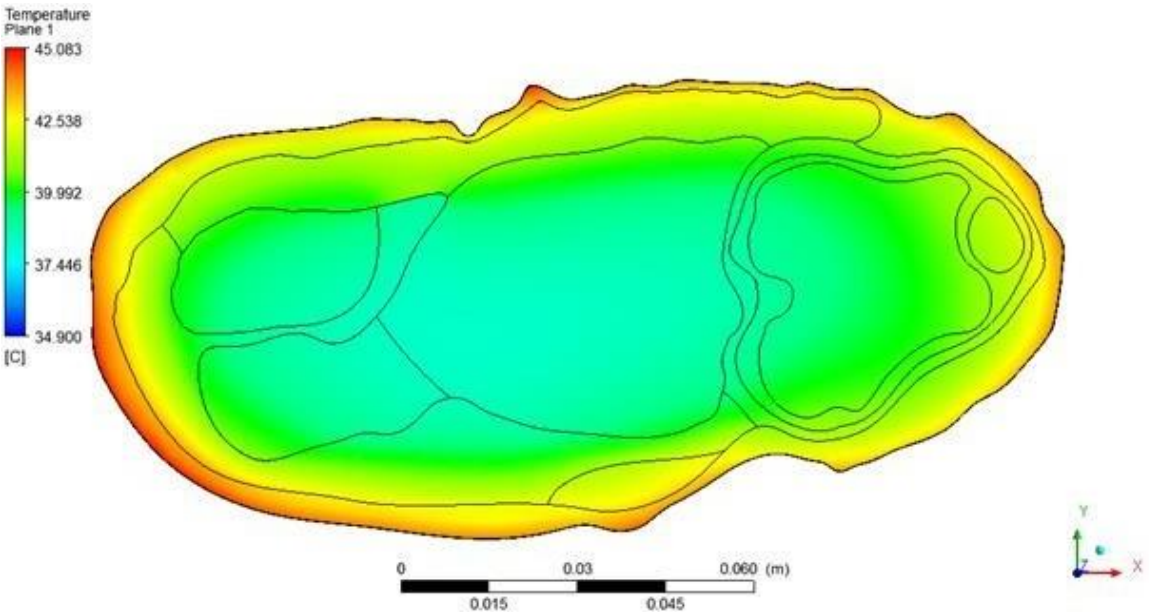


FIGURA 4.8 - Distribuição de temperatura da simulação AC 1B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

c) simulação AC 1C: foram considerados os diferentes valores de perfusão sanguínea encontrados na literatura e a taxa de perfusão sanguínea foi considerada em função da temperatura.

A TABELA 4.10 apresenta, para cada camada tecidual, a diferença percentual entre os valores de temperatura simulados e os medidos experimentalmente. São mostradas as diferenças percentuais de cada uma das oito combinações simuladas e da simulação com valores médios de perfusão sanguínea, encontrados na literatura. Além disso, a última linha da tabela

corresponde a média das diferenças encontradas em cada camada para cada uma das nove simulações.

TABELA 4.10 - Valores de diferença percentual de temperatura de cada tecido para cada uma das nove simulações realizadas e a média de diferença percentual encontrada em cada simulação.

Camadas	**Média(%)**	**C1(%)**	**C2(%)**	**C3(%)**	**C4(%)**	**C5(%)**	**C6(%)**	**C7(%)**	**C8(%)**
Epiderme	7	8	8	8	7	8	8	7	7
Subcutâneo	10	10	10	10	10	10	10	10	10
Adiposo	3	4	4	4	4	4	4	4	4
Músculo lateral	5	5	5	5	5	5	5	5	5
Músculo medial	9	10	10	10	9	9	9	9	9
Pericapsular	5	5	5	5	4	5	5	5	4
Ligamentos cruzados	5	6	5	5	5	5	5	5	5
Osso	4	4	4	4	4	4	4	4	4
Média	6	7	6	6	6	6	6	6	6

Pode-se perceber, pela análise dos valores da TABELA 4.10, que praticamente todas as combinações atingiram a mesma média de diferenças percentuais, que foi de 6%. Nota-se que a maior diferença percentual para todas as simulações foi de 10% no tecido subcutâneo e também para as combinações C1, C2 e C3 da musculatura medial. Esse resultado vai de encontro ao obtido nas simulações de NC 4, pois nela os valores de diferença percentual entre as combinações praticamente não variaram. Consequentemente, nota-se que ao se utilizar a taxa de perfusão sanguínea como função da temperatura tecidual, as combinações de valores de perfusão não geraram grandes alterações nos campos de temperatura simulados.

A FIGURA 4.9 mostra o comportamento de temperatura simulada com os valores médios de perfusão sanguínea e as combinações C1, C2, C3 e C5. É perceptível que as linhas de temperatura simuladas, independentemente dos valores de perfusão adotados, tiveram comportamentos muito semelhantes, tornando-as quase coincidentes. Somente o tecido adiposo apresentou uma ligeira diferença de temperatura no final da simulação.

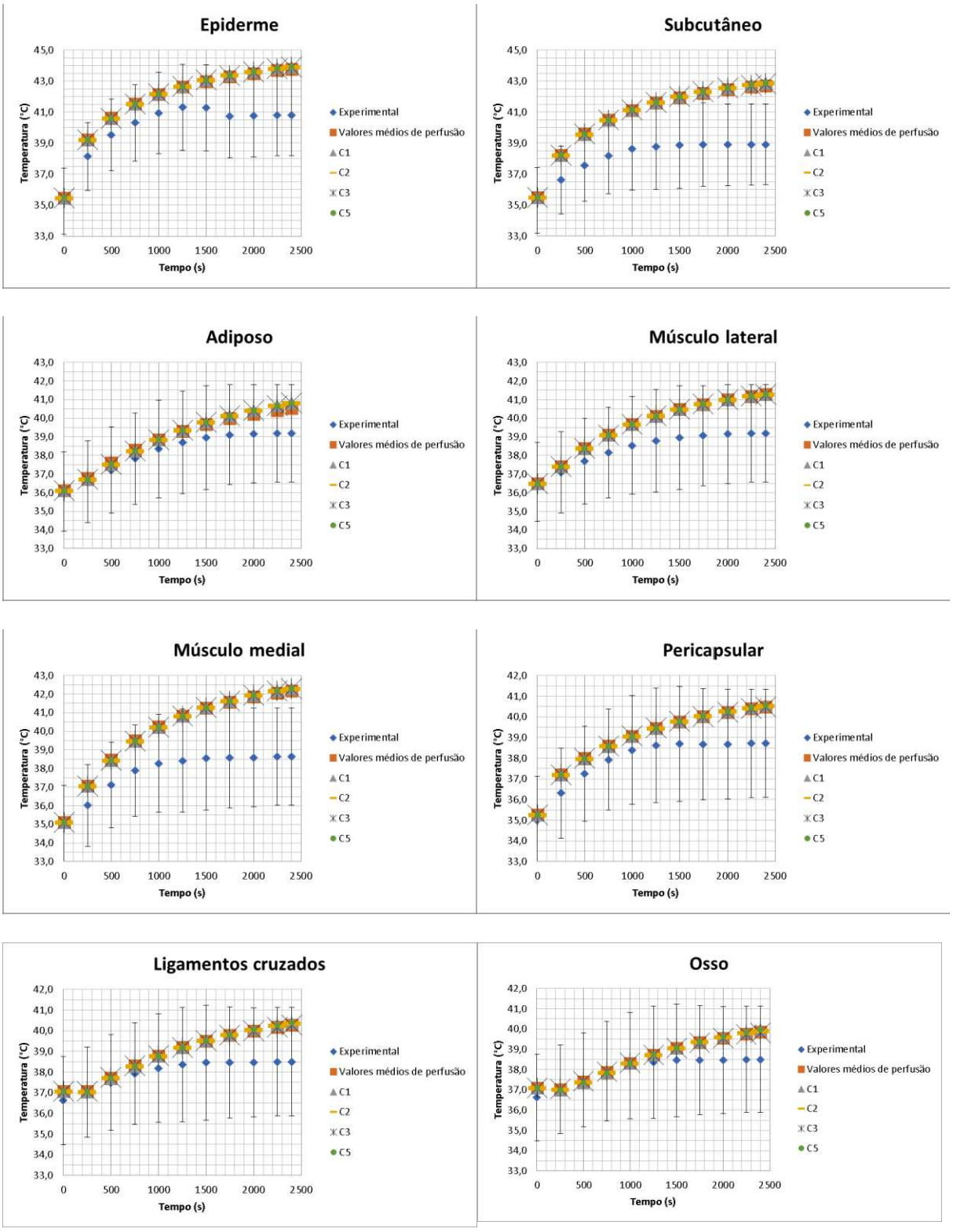


FIGURA 4.9 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 1C que considerou os valores médios de perfusão e as combinações C1, C2, C3 e C5. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais)

d) Simulação AC 1D: foi adotadaa perfusão sanguínea em função da temperatura determinada por TROBEC et al. (2008).

Na TABELA 4.11 estão apresentadas as temperaturas simuladas iniciais, médias, máximas, a diferença de temperatura e as temperaturas finais obtidas com a simulação AC 1D. Pode-se observar que a perfusão sanguínea em função da temperatura, determinada por Trobec et al. (2008), resultou em elevações de temperatura inferiores as obtidas com a simulação AC 1B, que considerou a taxa de perfusão sanguínea ($\dot{q}_w$) em função da temperatura e a perfusão sanguínea (w) constante. É possível notar que, diferentemente do ocorrido na simulação AC 1B, apenas a epiderme, o subcutâneo e o músculo medial alcançaram valores dentro da faixa de temperatura ideal para que os benefícios do aquecimento sejam obtidos. Assim como registrado na simulação AC 1B, a epiderme atingiu a maior temperatura simulada (42,1ºC) e a região óssea obteve a menor temperatura simulada (39ºC). A maior temperatura da epiderme era esperada devido à imposição da condição de contorno nessa camada.

TABELA 4.11 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC1D, realizada a partir do fluxo total de calor médio da manta térmica (qx" = 215,7 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	38,5	42,2	7,3	42,1
Subcutâneo	35,5	38,3	41,1	5,6	41,2
Adiposo	36,1	37,7	39,3	3,2	39,2
Músculo lateral	36,5	38,2	40,1	3,6	39,9
Músculo medial	35,1	37,7	40,8	5,7	40,3
Pericapsular	35,2	37,4	39,3	4,1	39,6
Ligamentos cruzados	37,1	38,2	39,1	2,0	39,4
Osso	37,1	38,0	38,7	1,6	39,0

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

A FIGURA 4.10 mostra o comportamento da temperatura simulada em todos os tecidos modelados e os valores de temperatura média experimental em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento, juntamente com a incerteza expandida calculada para o experimento. Ao analisar a FIGURA 4.9 é possível perceber que as curvas de temperaturas simuladas permaneceram dentro da faixa de incerteza experimental, para todos os tecidos modelados. Dentre os tecidos analisados, a epiderme, o tecido adiposo, o músculo lateral, a região pericpasular, os ligamentos cruzados e o osso apresentaram comportamentos de temperaturas visualmente mais próximo da curva experimental. Além disso, pode-se perceber, que diferentemente das demais simulações apresentadas até o momento, as curvas de temperatura simuladas tendem à estabilização após 1250 s, fato também observado nas curvas de temperaturas obtidas com o experimento. Acredita-se que a consideração da perfusão sanguínea em função da temperatura seja a responsável pelo comportamento mais próximo do fisiológico alcançado pela simulação AC 1D. Os autores Petrofsky e Laymon (2009) avaliaram o efeito do aquecimento e do resfriamento, por meio de banhos de imersão e compressas quentes e frias, em 20 indivíduos adultos, durante 20 minutos. Semelhante ao observado no presente estudo e nas medidas experimentais de Araújo (2009), a temperatura do músculo não apresentou estabilização em 1200 segundos de aplicação do aquecimento.

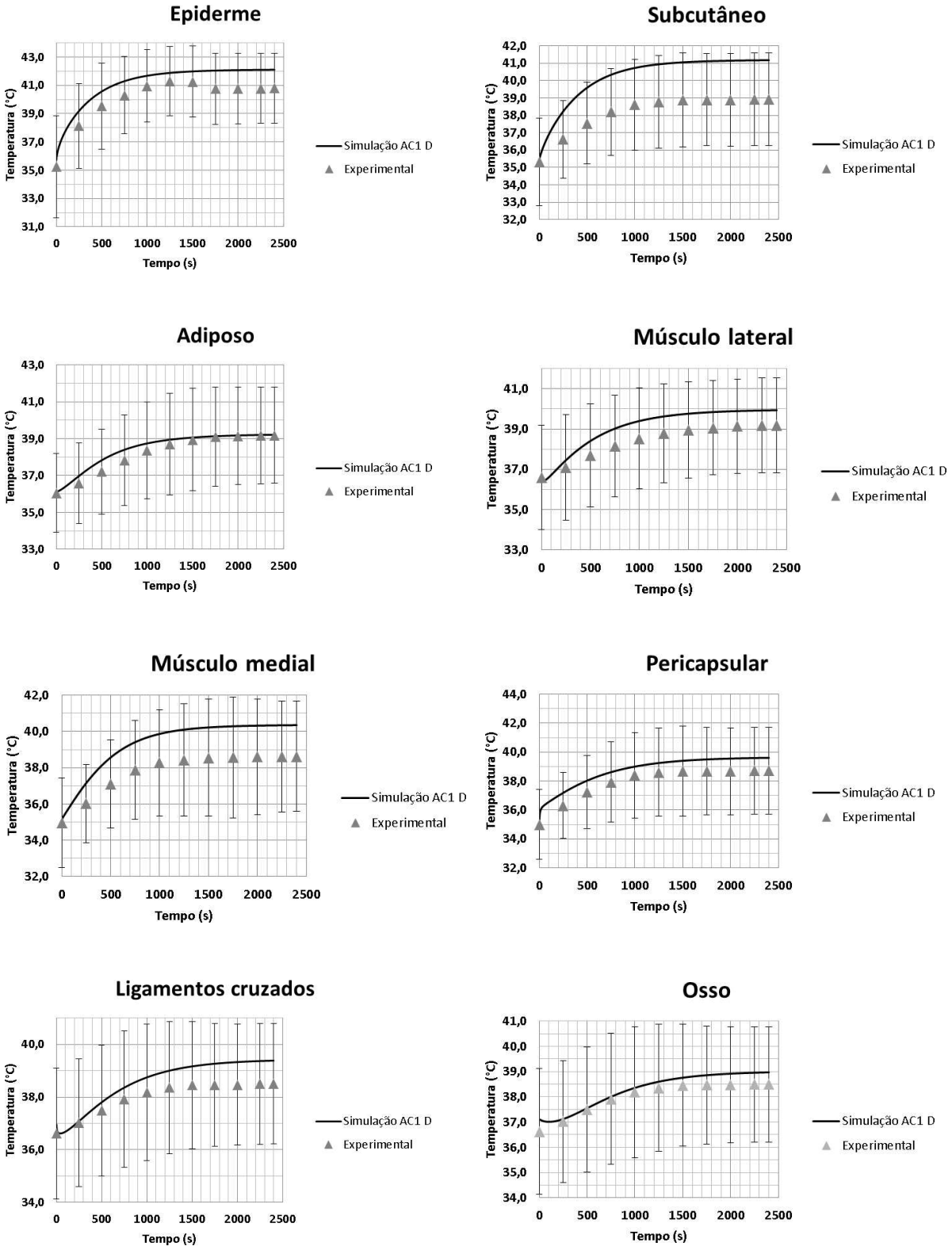


FIGURA 4.10 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC1 D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A TABELA 4.12 mostra a comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e da simulação AC 1D. Pode-se observar que todas as regiões avaliadas apresentaram diferenças percentuais inferiores a 6%. As maiores diferenças percentuais encontradas foram 5,8% para o subcutâneo e 4,5% para o músculo medial. O tecido adiposo apresentou a mesma temperatura mensurada experimentalmente.

O modelo proposto por TROBEC et al. (2008) considera que a taxa de perfusão sanguínea (q_w) e a perfusão sanguínea (w) são dependentes da temperatura. Essa consideração difere da realizada na simulação AC 1B, que adotou a taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura e a perfusão sanguínea constante. A avaliação da relação entre a perfusão sanguínea e a temperatura pode ser vista em diferentes estudos (SONG et al., 1990; BORNMYR et al., 1997; JANSKY et al., 2003), os quais mostram que a perfusão sanguínea é fortemente dependente da temperatura. Song et al., (1984) investigaram o efeito da perfusão sanguínea na pele e nos músculos de ratos. Segundo os autores, o aquecimento com banho de água causou mudanças rápidas e pronunciadas na perfusão sanguínea, no volume e na permeabilidade vascular. O aquecimento em temperatura de 43ºC por 1 hora aumentou a permeabilidade vascular na pele e no músculo dos ratos em 3,5 e 2,5 vezes, respectivamente. O volume intravascular aumentou 3 vezes na pele e 1,5 vezes no músculo. Os resultados indicam que os vasos sanguíneos se dilatam e tornam-se permeáveis com o aquecimento. A perfusão sanguínea também aumentou devido à dilatação dos vasos. O aquecimento em temperatura de 45ºC por 15 min aumentou a perfusão sanguínea na pele dos ratos de 7,1 ml/100g/min para 101,0ml/100g/min, uma elevação de cerca de 15 vezes quando comparada ao pré-aquecimento. Embora, após 15 minutos, a perfusão sanguínea tenha decrescido, ao final de 60 minutos de aquecimento, o aumento da perfusão sanguínea ainda era 4 vezes maior em comparação com a situação de pré-aquecimento (31,5 ml/100g/min). Em 44ºC, a perfusão sanguínea aumentou para 88,9 ml/100g/min dentro de 30 min. Em 43ºC e 42ºC houve um aumento de 6 vezes no valor da perfusão sanguínea obtido durante o pré-aquecimento. No músculo, previamente ao aquecimento, o valor mensurado de perfusão sanguínea era de 4,6 ml/100g/min. Após 30 minutos de aquecimento em temperatura de 45ºC, o valor de perfusão sanguínea aumentou para 36,3 ml/100g/min. Em 44ºC por 60 minutos, o aumento foi cerca de 6 vezes, quando comparado ao valor pré-aquecimento (25,0 ml/100g/min). Um aumento de 3,5 vezes na perfusão sanguínea muscular foi observado após 60 minutos de aquecimento em temperatura de 43ºC. Dessa forma, o modelo proposto por TROBEC et al., (2008), ao implementar a perfusão sanguínea em função da temperatura, aproxima-se da resposta fisiológica do corpo humano. Ao analisar a perfusão

sanguínea variando com a temperatura, proposta no estudo de TROBEC et al., (2008), pode-se perceber que o valor a 42ºC é 3,7 vezes maior do que o valor obtido em 35ºC. Esse fato, pode justificar os melhores resultados obtidos com o modelo de TROBEC et al., (2008), quando comparado aos modelos testados nas simulações AC 1A, AC 1B e AC 1C.

TABELA 4.12 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	42,1	3,2
Subcutâneo	38,9	41,2	5,8
Adiposo	39,2	39,2	0,0
Músculo lateral	39,2	39,9	1,9
Músculo medial	38,6	40,3	4,5
Pericapsular	38,7	39,6	2,3
Ligamentos cruzados	38,5	39,4	2,3
Osso	38,5	39,0	1,2
	Diferença percentual média (%)		2,7

2- Simulação do aquecimento com fluxo de calor corrigido

a) simulação AC 2B: foram adotados os mesmos valores médios de perfusão sanguínea e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

Os resultados da simulação AC 2B do aquecimento podem ser vistos na TABELA 4.13. Nota-se que os valores de temperatura máxima da camada epiderme, subcutâneo e músculo medial ficaram dentro da faixa de valores de aquecimento terapêutico (40°C a 45°C). Os tecidos adiposo, músculo lateral, região pericapsular, ligamentos cruzados e osso ficaram aquém da zona terapêutica recomendada para a obtenção dos efeitos fisiológicos do aquecimento. A maior elevação de temperatura, assim como nas outras simulações, foi de 6,3°C na epiderme e a menor de 1,9°C na região óssea. Segundo a literatura, as estruturas internas reagem à variação de

temperatura de forma semelhante à epiderme, no entanto em menor intensidade (ABRAMSON et al., 1967; LOW; REED, 2001).

TABELA 4.13 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 2B, realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da manta térmica (qx" = 120,4 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	39,9	41,2	6,3	41,2
Subcutâneo	35,5	39,3	40,6	5,1	40,6
Adiposo	36,1	38,1	39,4	3,3	39,4
Músculo lateral	36,5	38,6	39,8	3,3	39,8
Músculo medial	35,1	38,8	40,3	5,2	40,3
Pericapsular	35,2	38,3	39,4	4,2	39,4
Ligamentos cruzados	37,1	38,2	39,2	2,1	39,2
Osso	37,1	38,0	39,0	1,9	39,0

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperaturade cada tecido para a simulação AC 2B, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.11.

Pode-se observar que em todas as regiões a temperatura apresenta um comportamento exponencial ao longo do tempo. Esse comportamento exponencial também tem sido observado por outros autores que investigaram as relações entre a temperatura dos sistemas biológicos e o tempo (LIU; CHEN; XU, 1999; SAIDEL et al., 2001; DENG; LIU, 2002; LIU, SAIDEL, HARASAKI, 2003) e ocorre porque nos sistemas térmicos biológicos, a taxa de transferência de calor numa dada direção *x* é proporcional ao gradiente de temperatura nesta direção e tende a diminuir exponencialmente com o tempo. A elevação da temperatura em um determinado ponto depende, dentre outros fatores, da temperatura do recurso térmico, do tempo de aplicação do mesmo, do tamanho da área de tratamento, da localização/profundidade do tecido e,

principalmente, da condutividade térmica e propriedades fisiológicas dos tecidos (BOCOBO et al., 1991; KNIGHT, 1995; MYRER; DRAPER; DURRANT, 1994; MICHLOVITZ, 1996; STOCKS et al., 2004). Como o gradiente de temperatura e as características fisiológicas e térmicas dos tecidos, principalmente a perfusão e a condutividade térmica, variam de uma região para outra e ao longo do processo de aquecimento, os perfis da temperatura para cada uma das camadas tenderão a diferir entre si (BELITSKY; ODAM; HUBLEY-KOZEV, 1987). A gordura presente no tecido adiposo, por exemplo, tem grande impacto no grau de variação da temperatura tanto da pele como dos demais tecidos profundos (CHESTERTON; FOSTER; ROSS, 2002).

JIANG et al. (2002) relatam ainda que, além dos fatores citados, a espessura e a localização do tecido também afetam significativamente o padrão de distribuição da temperatura tecidual. De maneira geral, o tempo com o qual os tecidos irão responder a um determinado gradiente de temperatura irá depender da sua capacidade térmica C (J/^{o}C), ou seja, da sua massa (ρV) e de seu calor específico (c_p). Qualquer aumento em C fará com que o sistema responda mais lentamente às variações em seu ambiente térmico e irá aumentar o tempo necessário para que o equilíbrio térmico seja alcançado.

Nota-se na FIGURA 4.11 que, diferentemente da simulação AC 1B, todos os tecidos apresentaram temperaturas, ao longo do tempo, dentro da faixa de incerteza do experimento. Concomitantemente, os comportamentos das temperaturas simuladas são semelhantes e visualmente próximos aos obtidos no experimento. As maiores diferenças entre os comportamentos das temperaturas simuladas e experimentais podem ser vistas a partir de 1500 s para o subcutâneo, músculo medial e ligamentos cruzados. Adicionalmente, pode-ser observar que, ao contrário do comportamento percebido na simulação AC 1D, as curvas de temperaturas resultantes da simulação AC 2B não estabilizam nos segundos finais, conforme visto no experimento. Dessa forma, apesar dos bons resultados apresentados por essa simulação, as considerações realizadas ainda não representam de forma adequada o fenômeno analisado.

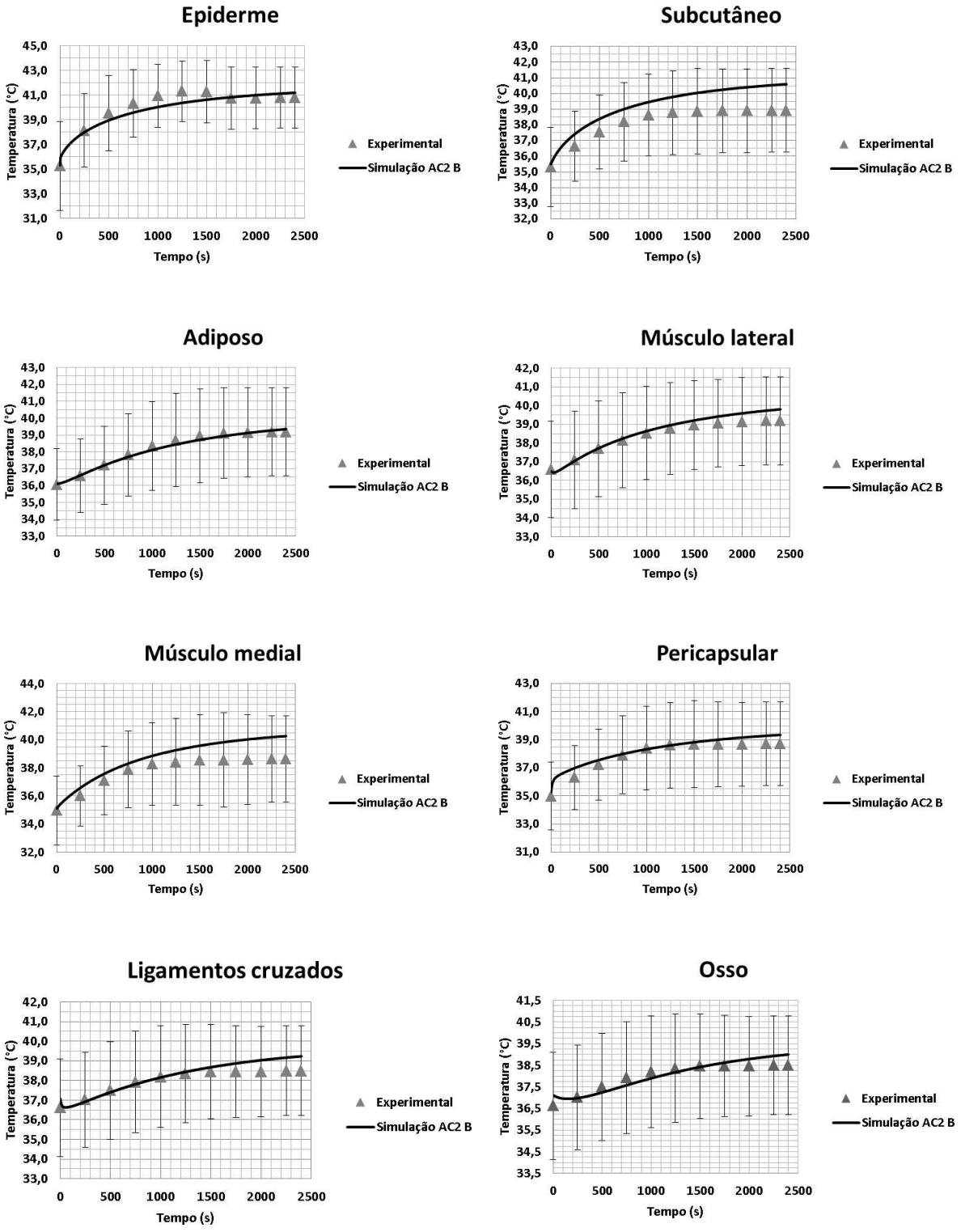


FIGURA 4.11 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC2B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.14. As diferenças foram todas menores

que 5%, sendo a menor encontrada para o tecido adiposo, 0,4%, e a maior para o tecido subcutâneo, 4,3%. Observa-se que a simulação AC 1B, que considerou o fluxo total de calor médio da manta térmica e adotou a taxa de perfusão sanguínea variando com a temperatura (mesma taxa de perfusão sanguínea adotada na presente simulação em análise – AC 2B), apresentou diferença percentual média de 6,0%. Em contrapartida, a simulação AC 2B, ao considerar as perdas de calor para o ambiente, apresentou uma diferença percentual média de 2,1%. Essa melhor aproximação entre dados experimentais e simulados indica a importância da consideração de perdas de energia da manta de aquecimento para o ambiente.

TABELA 4.14 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	41,2	1,0
Subcutâneo	38,9	40,6	4,3
Adiposo	39,2	39,4	0,4
Músculo lateral	39,2	39,8	1,6
Músculo medial	38,6	40,3	4,2
Pericapsular	38,7	39,4	1,8
Ligamentos cruzados	38,5	39,2	1,9
Osso	38,5	39,0	1,3
	Diferença percentual média (%)		2,1

A FIGURA 4.12 mostra o campo de temperatura da simulação AC 2B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. Os valores de temperatura dessa distribuição são todos menores que o mostrado na FIGURA 4.8, evidenciando o efeito da consideração do fluxo de calor corrigido como condição de contorno. Dessa forma, percebe-se a importância da consideração de perdas de calor da manta para o ambiente durante a aplicação do recurso terapêutico.

Nota-se na FIGURA 4.12 que a região da epiderme, como era esperado, apresenta as maiores temperaturas, chegando a 41,9°C em algumas regiões. A parte central do modelo

obteve as menores temperaturas da simulação, chegando a 38,4°C nos tecidos adiposo, muscular, região pericapsular, região dos ligamentos cruzados e no tecido ósseo.

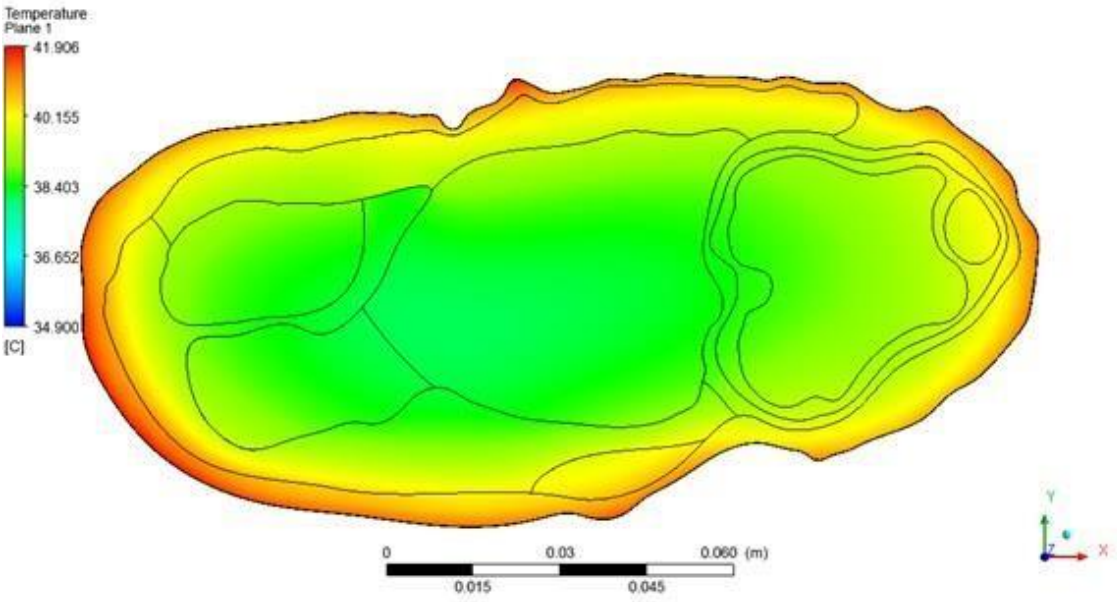


FIGURA 4.12 - Distribuição de temperatura da simulação AC 2B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

b) Simulação AC 2D: considerou o fluxo de 166 Wm^{-2} como condição de contorno e aperfusão sanguínea encontrada no estudo de TROBEC et al. (2008).

Os resultados obtidos com a simulação AC 2D podem ser vistos na TABELA 4.15. Observa-se que a simulação AC 2D resultou em temperaturas teciduais ligeiramente inferiores (±0,3ºC) as obtidas com a simulação AC 2B, que considerou apenas taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura. Semelhante ao ocorrido na simulação AC 2B, apenas a epiderme e o subcutâneo alcançaram valores dentro da faixa de temperatura ideal para a obtenção dos benefícios consequentes ao processo de aquecimento. Assim como registrado na simulação AC 2B, a epiderme atingiu a maior temperatura simulada (41,2ºC) e a região óssea obteve a menor temperatura simulada (38,8ºC).

TABELA 4.15 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 2D, realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da manta térmica (qx" = 166 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	38,0	41,1	6,2	41,1
Subcutâneo	35,5	38,0	40,4	4,9	40,4
Adiposo	36,1	37,5	39,0	2,9	39,0
Músculo lateral	36,5	38,0	39,5	3,0	39,5
Músculo medial	35,1	37,5	39,8	4,7	39,8
Pericapsular	35,2	37,2	39,3	4,1	39,3
Ligamentos cruzados	37,1	38,1	39,1	2,0	39,1
Osso	37,1	37,9	38,8	1,7	38,8

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação AC 2D, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.13. Pode-se notar que todos os tecidos apresentaram temperaturas, ao longo do tempo, dentro da faixa de incerteza do experimento e que os comportamentos das temperaturas simuladas são semelhantes e visualmente próximos aos obtidos experimentalmente. Novamente é possível observar que, a partir de 1250 s, as temperaturas simuladas apresentaram uma menor variação, tendendo ao equilíbrio, fato observado também no experimento.

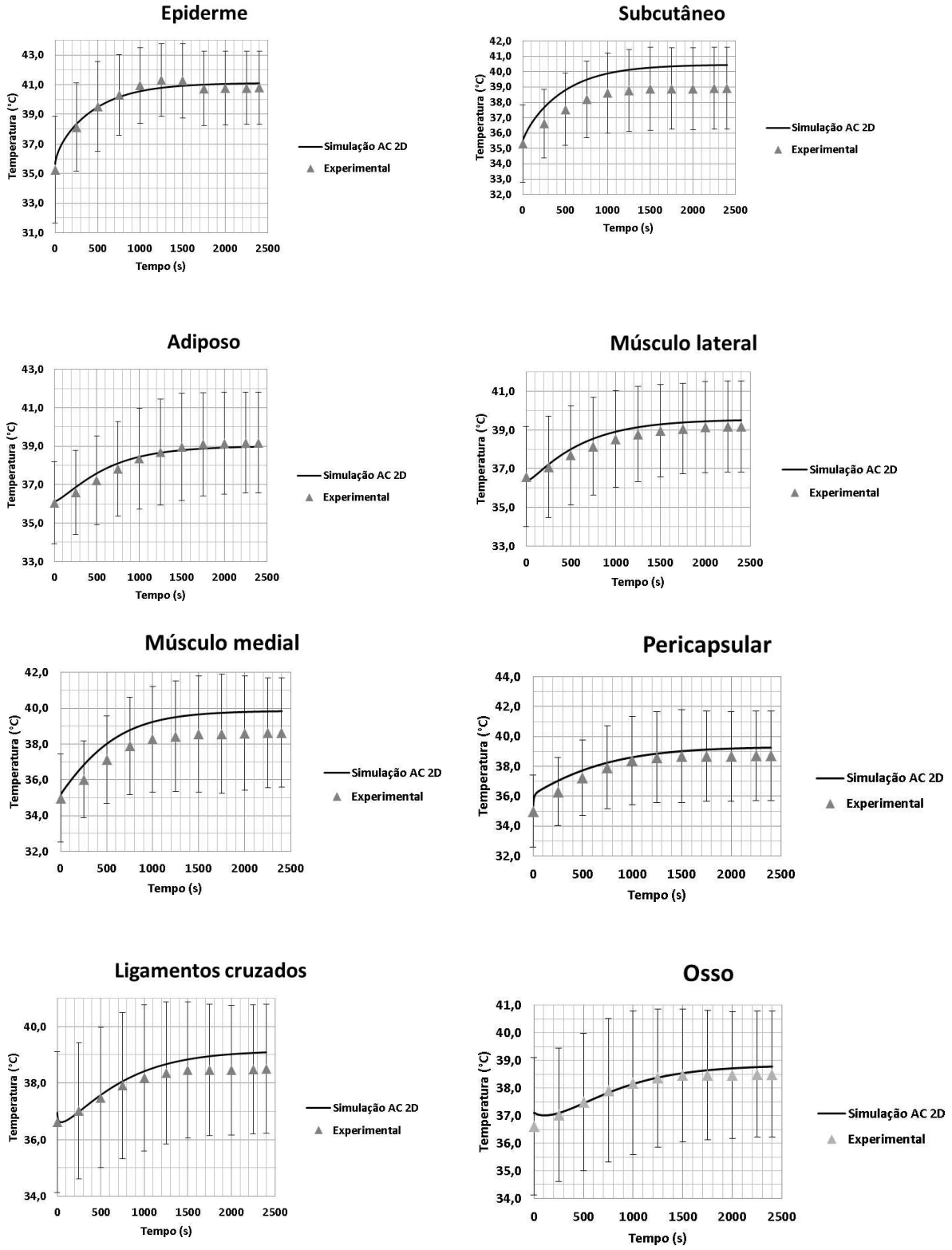


FIGURA 4.13 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 2D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.16. As diferenças foram todas menores ou iguais a 4%, sendo a menor encontrada para o tecido adiposo (0,6%) e a maior para o tecido subcutâneo (4,0%). A simulação AC 2D apresentou diferença percentual média de 1,6%, inferior ao valor encontrado na simulação AC 2B (2,1%).

TABELA 4.16 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	41,1	0,7
Subcutâneo	38,9	40,4	4,0
Adiposo	39,2	39,0	0,6
Músculo lateral	39,2	39,5	0,8
Músculo medial	38,6	39,8	3,2
Pericapsular	38,7	39,3	1,4
Ligamentos cruzados	38,5	39,1	1,5
Osso	38,5	38,8	0,7
	Diferença percentual média (%)		1,6

Na FIGURA 4.14 é possível observar o campo de temperatura, obtido com a simulação AC 2D, no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. Os valores das temperaturas teciduais apresentam-se próximos dos obtidos com a simulação AC 2B. A epiderme, em toda sua extensão, atingiu valores em torno de 41,7ºC. O calor transferido por condução produziu elevações de temperatura em torno de 40,1ºC nos tecidos adjacentes à epiderme. As estruturas mais centrais, como esperado, atingiram valores menores de temperatura, variando próximo de 38,3ºC.

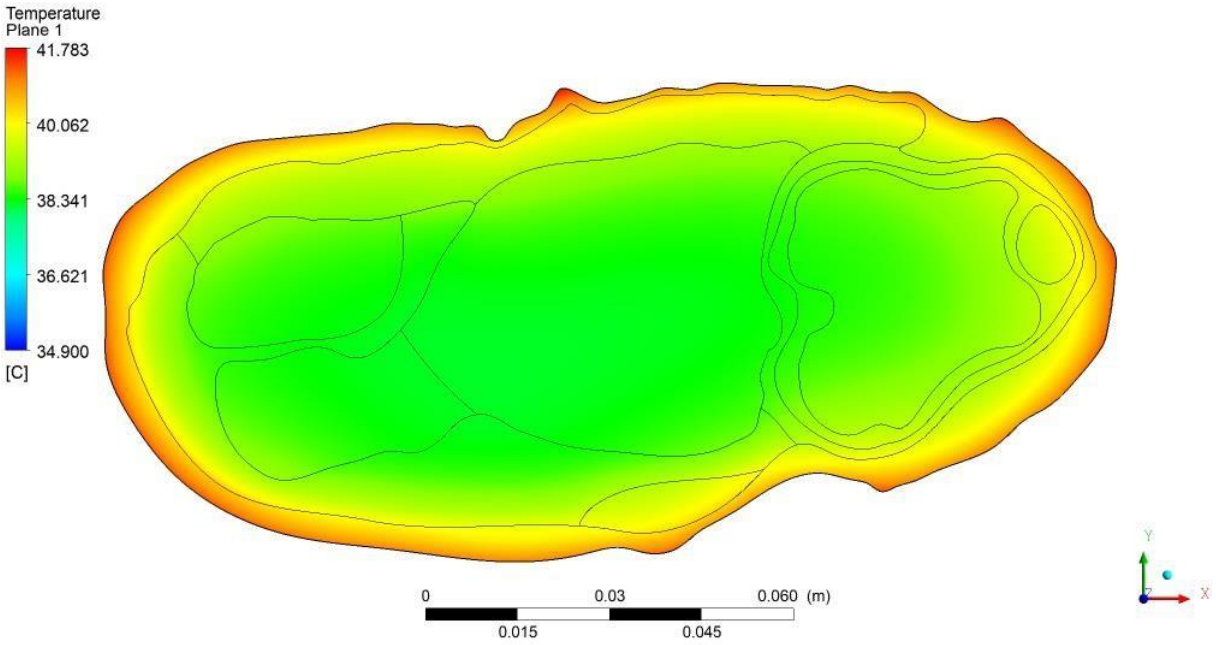


FIGURA 4.14 - Distribuição de temperatura da simulação AC2 D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

Em síntese, os resultados obtidos com as simulações AC 2B e AC 2D aproximaram-se mais dos dados experimentais do que os resultados alcançados com as simulações AC 1. Segundo TROBEC et al. (2011), o campo de temperatura é influenciado pelas condições ambientais. Dessa forma, negligenciar as perdas de calor para o ambiente acarretam em temperaturas simuladas superiores as atingidas no fenômeno real. Os resultados do presente estudo indicam a importância de considerar as perdas térmicas de energia térmica para o meio ambiente e para as regiões próximas da articulação. Além disso, por meio dos resultados, pode-se perceber a importância da consideração da taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura para que as simulações sejam coerentes com a situação reproduzida.

3- Simulações do aquecimento terapêutico considerando o comportamento da temperatura da epiderme obtido por meio do experimento realizado por Araújo (2009) (AC 3)

a) simulação AC 3B: foram adotados valores médios de perfusão sanguínea e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

A TABELA 4.17 apresenta as temperaturas obtidas com a simulação AC 3B. Na presente simulação, a epiderme atingiu a maior temperatura simulada (40,5ºC) e a região óssea obteve a menor temperatura simulada (38,9ºC). Como a condição de contorno imposta na epiderme, para a execução da simulação AC 3B, foi o comportamento da temperatura da epiderme durante o experimento, era esperado que as temperaturas simuladas e experimentais fossem bastante próximas. Ressalta-se que a regressão polinomial é um ajuste e, por esse motivo, as temperaturas simuladas e experimentais da epiderme não são idênticas. Apesar disso, a diferença encontrada entre a temperatura experimental e a temperatura da curva de regressão não foi superior a 0,5ºC.

Ao comparar as temperaturas finais da simulação AC 3B com as obtidas com a simulação AC 2B nota-se uma proximidade entre os valores encontrados. A maior diferença de temperatura encontrada entre essas simulações foi de 0,7ºC para epiderme. O subcutâneo e o músculo medial apresentaram diferenças de temperatura de 0,5ºC. Uma diferença de 0,2ºC foi encontrada para o músculo lateral e a região pericapsular. Os ligamentos cruzados e a região óssea apresentaram 0,1ºC de diferença de temperatura. A simulação AC 3B também apresentou temperaturas próximas as obtidas na simulação AC 2D. A região óssea apresentou maior diferença percentual (0,8ºC). Em contrapartida, o músculo medial e a região dos ligamentos cruzados apresentaram temperaturas iguais. O tecido adiposo, o músculo lateral e a região pericapsular apresentaram diferença de temperatura de 0,1ºC. Os resultados obtidos mostram que a metodologia de correção do fluxo de calor, desenvolvida no presente estudo, foi adequada para representar o calor efetivo que foi transferido pela manta térmica para a articulação.

TABELA 4.17 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 3B, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o aquecimento registrado no experimento de Araújo (2009).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	37,7	40,5	5,6	40,5
Subcutâneo	35,5	37,8	40,1	4,6	40,1
Adiposo	36,1	37,6	39,1	3,0	39,1
Músculo lateral	36,5	38,0	39,6	3,1	39,6
Músculo medial	35,1	37,5	39,8	4,7	39,8
Pericapsular	35,2	37,2	39,2	4,0	39,2
Ligamentos cruzados	37,1	38,1	39,1	2,0	39,1
Osso	37,1	38,0	38,9	1,8	38,9

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação AC 3B, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.15. Observa-se que a curva de temperatura simulada do tecido adiposo, do músculo lateral, da região pericapsular e do osso passam, ao logo de quase todo o tempo, nos valores médios de temperatura obtidos por Araújo (2009). As temperaturas, ao longo do tempo, de todas as regiões modeladas aproximam-se dos dados experimentais.

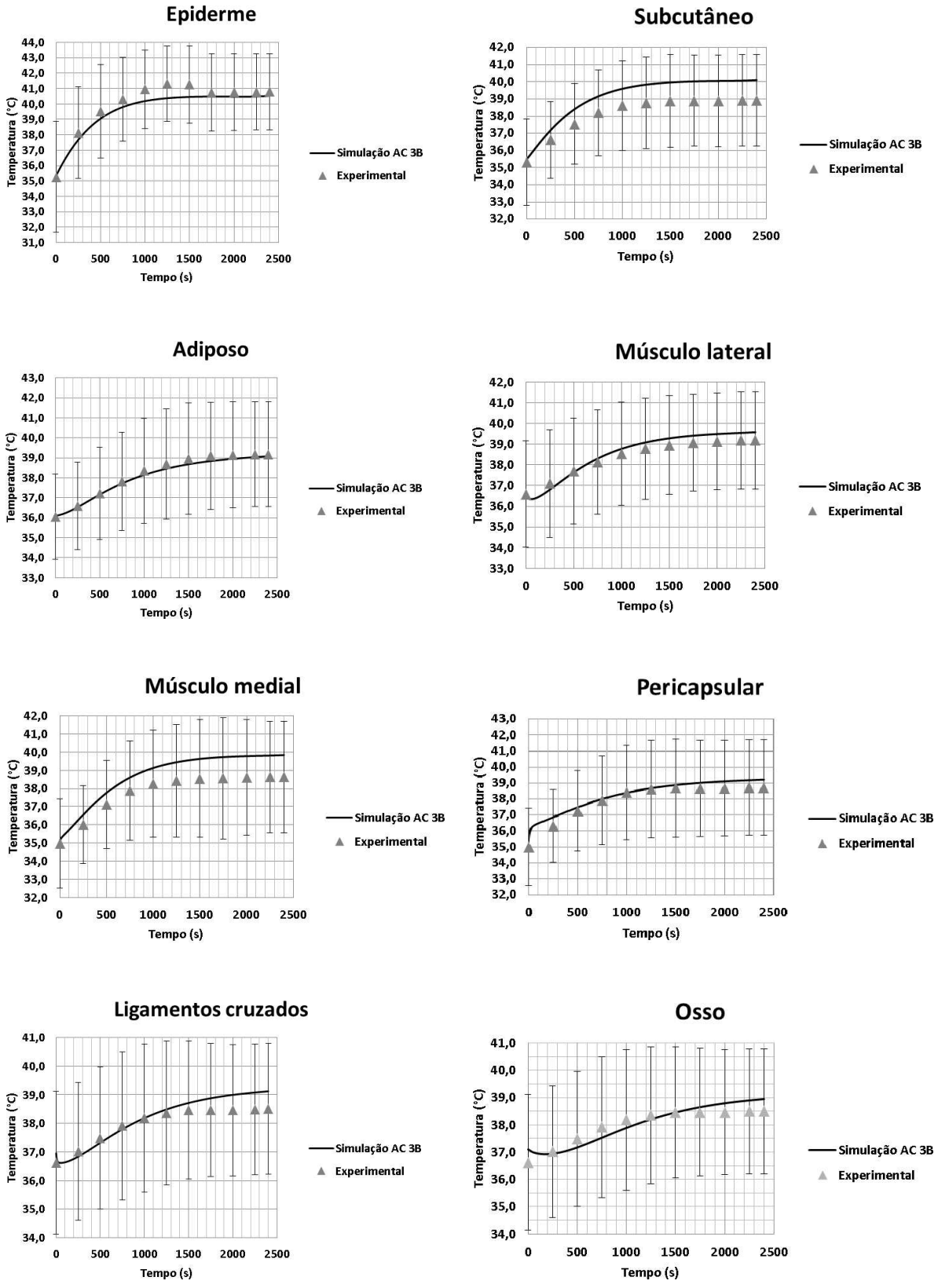


FIGURA 4.15 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 3B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

As diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas para cada região modelada podem ser vistas na TABELA 4.18. As regiões avaliadas apresentaram diferença percentual inferior a 3,5%. A epiderme e o tecido adiposo obtiveram temperaturas simuladas inferiores as mensuradas experimentalmente, resultando em dieferenças percentuais negativas, 0,6% e 0,3%, respectivamente. A maior diferença percentual encontrada foi para o músculo medial, 3,2%. Nota-se que a simulação AC 3B apresentou menor diferença percentual média (1,5%), quando comparada as simulações AC 1B (6,0%) e AC 2B (2,1%). A diferença encontrada entre a simulação AC 3 e AC 1 mostra quão impactante é a escolha da condição de contorno ideal para a representação da situação avaliada. Os resultados obtidos no presente estudo indicam que o comportamento da temperatura da epiderme como condição de contorno representa melhor a situação real de aquecimento analisada. Esse fato aproxima as simulações numéricas da prática clínica, uma vez que a temperatura da epiderme pode ser mensurada, de forma fácil e não invasiva, durante os procedimentos termoterapêuticos por condução. Não é incomum encontrar na literatura estudos que avaliam a a temperatura da superfície cutânea durante esses procedimentos (CHESTERTON et al., 2002; ARAÚJO, 2006; ARAÚJO, 2009).

TABELA 4.18 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	40,5	0,6
Subcutâneo	38,9	40,1	3,1
Adiposo	39,2	39,1	0,3
Músculo lateral	39,2	39,6	1,0
Músculo medial	38,6	39,8	3,2
Pericapsular	38,7	39,2	1,3
Ligamentos cruzados	38,5	39,1	1,6
Osso	38,5	39,8	1,2
	Diferença percentual média (%)		1,5

A FIGURA 4.16 mostra o campo de temperatura da simulação AC 3B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. Pode-se observar que a epiderme alcançou temperatura de 40,5ºC e que os tecidos internos não atingem a faixa ideal de temperatura para efeitos terapêuticos, atingindo cerca de 37,7ºC.

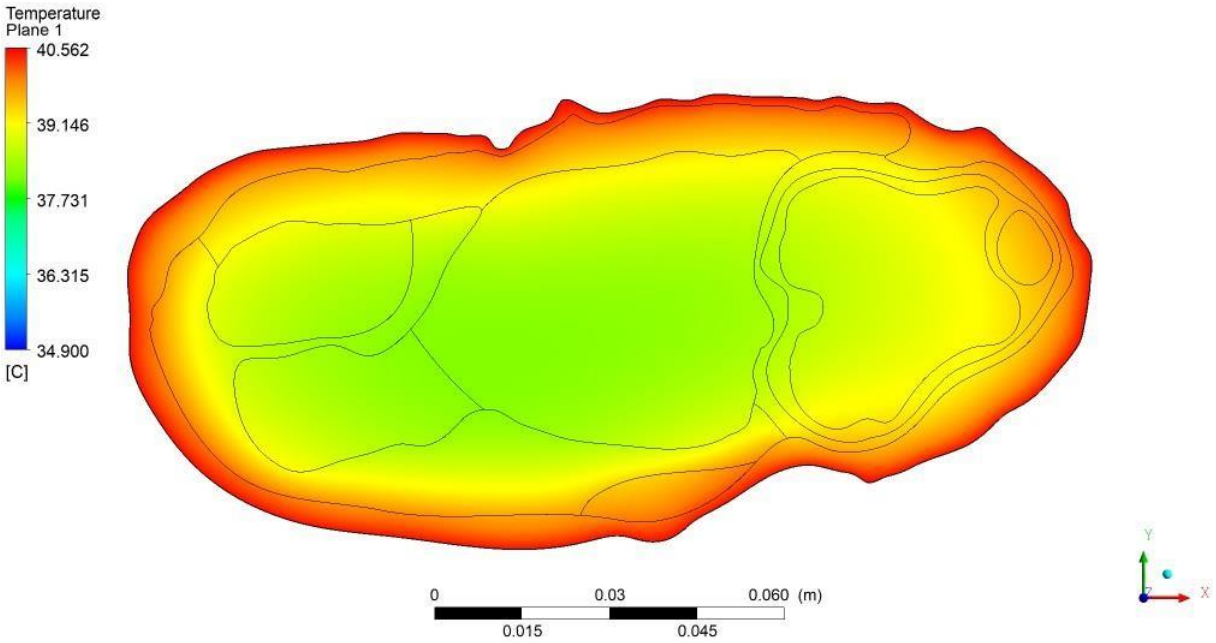


FIGURA 4.16 - Distribuição de temperatura da simulação AC 3B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

b) Simulação AC 3D: foi adotada a perfusão sanguínea apresentada no estudo de TROBEC et al. (2008).

As temperaturas inicial, média, máxima e final e a diferença de temperatura da simulação AC 3D podem ser vistas na TABELA 4.19. Assim como nas demais simulações realizadas a epiderme e o osso apresentaram a maior e a menor temperatura, respectivamente. As temperaturas obtidas com a simulação AC 3D aproximam-se das alcançadas com a simulação AC 3B, sendo que a simulação AC 3D apresentou temperaturas um pouco menores que a simulação AC 3B. A maior diferença de temperatura encontrada entre essas simulações (AC 3B e AC 3D) foi de 0,3ºC para o tecido adiposo e músculo lateral. O músculo medial, os ligamentos cruzados e a região óssea apresentaram 0,2ºC de diferença entre essas simulações. Uma diferença de 0,1ºC foi calculada para para o subcutâneo e a região pericapsular.

No estudo experimental conduzido por Araújo (2009), a elevação média promovida na temperatura do joelho pela manta térmica foi de 3,9ºC ± 1,6ºC. Os maiores aumentos de temperatura foram observados na superfície cutânea (5,8ºC) e nas regiões subcutânea (4,0ºC) e pericapsular (4,0ºC). A temperatura da cavidade intra-articular (especificamente da região dos ligamentos cruzados) teve uma elevação de apenas 1,8ºC. Esses resultados são semelhantes aos encontrados na simulação AC 3D. Nessa simulação, a elevação média da temperatura dos tecidos que compõem o joelho foi de 3,4ºC ± 1,4ºC. A epiderme (5,6ºC), o subcutâneo (4,5ºC), o músculo medial (4,5ºC) e a região pericasular (3,9ºC) obtiveram as maiores temperaturas simuladas. No estudo de Araújo o músculo medial apresentou elevação de 3,7ºC. Na simulação AC 3D, a temperatura da região dos ligamentos cruzados também teve uma elevação de apenas 1,8ºC.

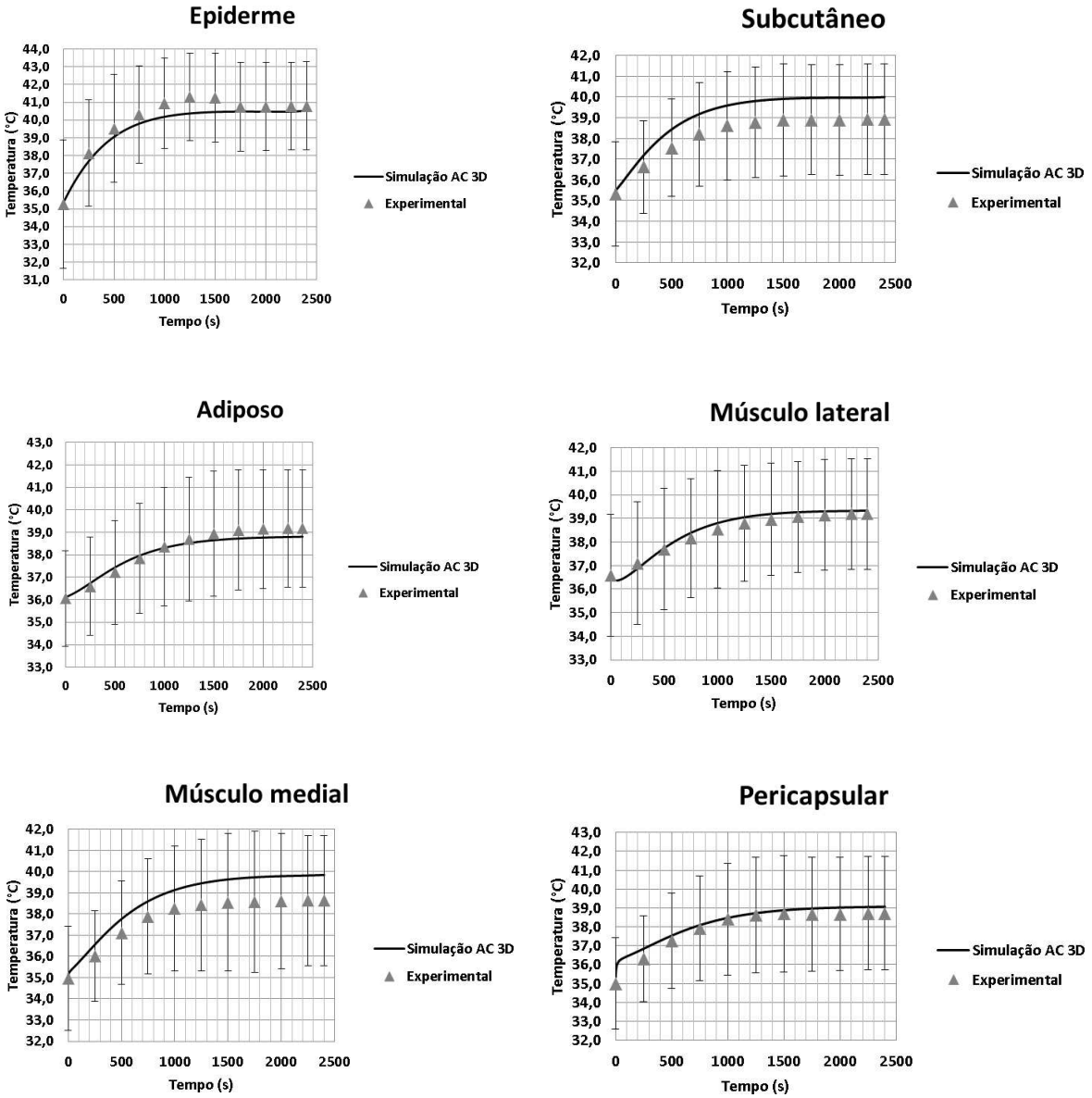
TABELA 4.19 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação AC 3D, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o aquecimento registrado no experimento de Araújo (2009).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	37,7	40,5	5,6	40,5
Subcutâneo	35,5	37,7	40,0	4,5	40,0
Adiposo	36,1	37,5	38,8	2,7	38,8
Músculo lateral	36,5	37,9	39,3	2,8	39,3
Músculo medial	35,1	37,3	39,6	4,5	39,6
Pericapsular	35,2	37,1	39,1	3,9	39,1
Ligamentos cruzados	37,1	38,0	38,9	1,8	38,9
Osso	37,1	37,9	38,7	1,6	38,7

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação AC 3D, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.17. É possível perceber que as curvas de

temperaturas de todos os tecidos estão dentro das faixas de incerteza e próximos dos valores médios de temperatura obtidos por Araújo (2009).



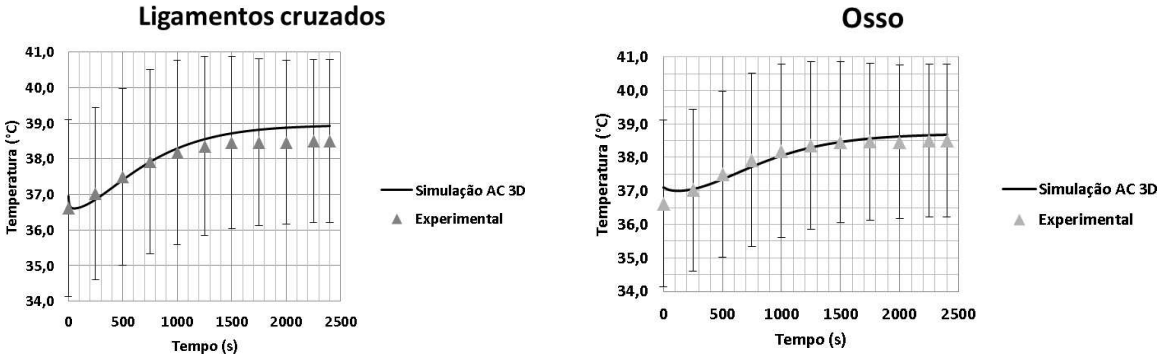


FIGURA 4.17 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação AC 3D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.20. As diferenças foram todas menores que 3%, sendo a menor encontrada para o músculo lateral, 0,3%, e a maior para o tecido subcutâneo, 2,8%. A simulação AC 3D apresentou a menor diferença percentual média encontrada nas simulações descritas nesse estudo (0,8%).

TABELA 4.20 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	40,5	0,7
Subcutâneo	38,9	40,0	2,8
Adiposo	39,2	38,8	1,0
Músculo lateral	39,2	39,3	0,3
Músculo medial	38,6	39,6	2,5
Pericapsular	38,7	39,1	0,9
Ligamentos cruzados	38,5	38,9	1,1
Osso	38,5	38,7	0,5
	Diferença percentual média (%)		0,8

Na FIGURA 4.18 é possível observar o campo de temperatura obtido com a simulação AC 3D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. Nota-se que o comportamento da temperatura apresentado se assemelha ao obtido com a simulação AC 3B.

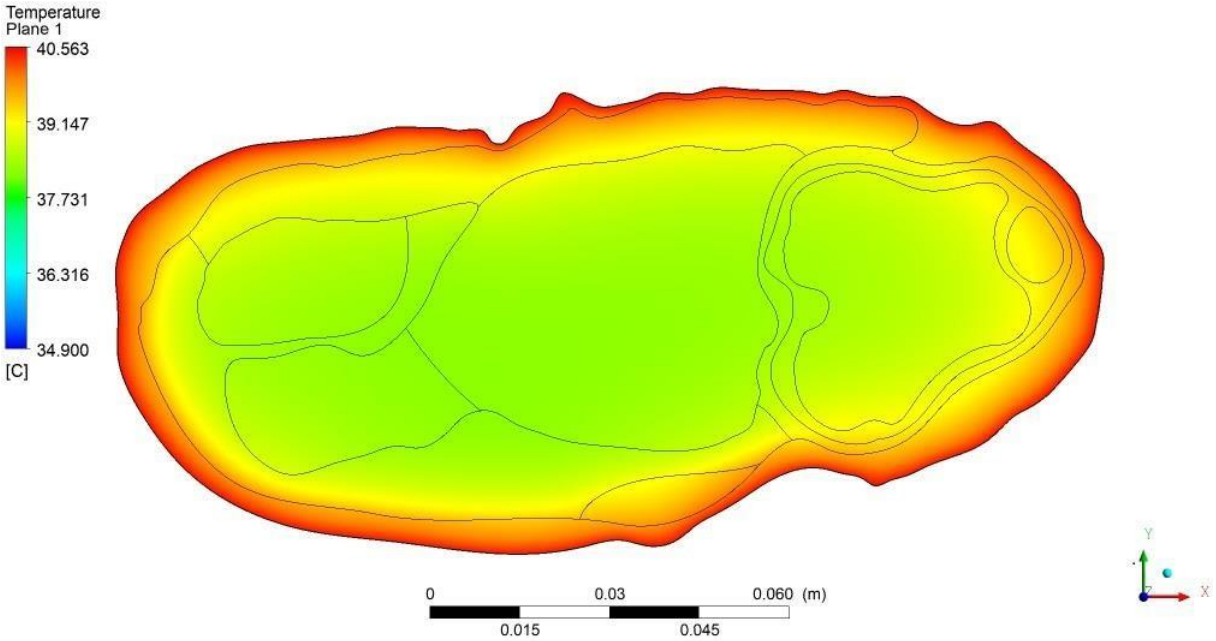


FIGURA 4.18 - Distribuição de temperatura da simulação AC3 D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

A simulação com a condição de contorno de temperatura variável e a perfusão sanguínea proposta por TROBEC et al., (2008) apresentou os melhores resultados entre todas as simulações de aquecimento efetuadas nesse estudo. Acredita-se que essas sejam condições adequadas para reproduzir o fenômeno de aquecimento terapêutico, por meio de manta térmica, na articulação do joelho.

4.1.3 Resfriamento tecidual do joelho canino (modelo 2D)

1- Simulação do resfriamento com fluxo de calor corrigido

a) simulação RC 1B: foi considerado o fluxo de calor de -948,9 Wm^{-2} e foram adotados os valores médios de perfusão sanguínea e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

As temperaturas inicial, média, mínima e final e a diferença de temperatura da simulação RC 1B podem ser vistas na TABELA 4.21. A menor temperatura foi obtida na epiderme e subcutâneo, 13,2ºC e 17,7ºC, respectivamente. O osso (30,5ºC) e os ligamentos cruzados (28,6ºC) apresentaram a menor redução de temperatura durante as simulações. Dentre todas as camadas avaliadas, apenas a epiderme e o subcutâneo alcançaram temperaturas mínimas dentro da faixa terapêutica recomendada pela literatura (13ºC a 18ºC) (CHESTERTON; FOSTER; ROSS, 2002; LOW; REED, 2001). Os demais tecidos (adiposo, músculo, pericapsular, ligamentos cruzados e osso) obtiveram valores superiores a essa faixa. Araújo (2006), durante um experimento de resfriamento, observou temperaturas (mínima e final) dentro da faixa terapêutica para a região subcutânea (14,7 ºC) e temperaturas superiores a essa faixa para os tecidos profundos, região pericapsular (20,1ºC) e cavidade intra-articular (29ºC).

Ho et al. (1994) realizaram a aplicação de bolsa de gelo, com temperatura entre 0ºC e 1ºC, sobre a superfície cutânea da articulação do joelho humano por 20 minutos. Ao término da aplicação, a temperatura mensurada na superfície cutânea foi de 13,5ºC. Apesar da temperatura final da pele ter ficado dentro da faixa terapêutica recomendada (10ºC a 15ºC), como as temperaturas dos tecidos profundos não foram mensuradas, não é possível concluir se eles também alcançaram a faixa adequada.

TABELA 4.21 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 1B, realizada a partir realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da compressa de gelo (qx" = -948,9 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Mínima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	23,9	13,2	21,3	13,2
Subcutâneo	35,5	26,6	17,7	17,8	17,7
Adiposo	36,1	31,5	26,9	9,2	26,9
Músculo lateral	36,5	30,5	24,4	12,1	24,4
Músculo medial	35,1	27,6	20,0	15,1	20,0
Pericapsular	35,3	31,5	27,6	7,7	27,6
Ligamentos cruzados	37,1	32,8	28,6	8,4	28,6
Osso	37,1	33,8	30,5	6,6	30,5

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

A FIGURA 4.19 mostra o comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação RC 1B, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de resfriamento e as incertezas expandidas calculadas para os dados experimentais.

Ao avaliar as curvas de temperatura da simulação RC 1B nota-se que o comportamento da temperatura simulada da epiderme está fora da faixa de incerteza encontrada para os dados experimentais. Pode-se perceber que, na região de ligamentos cruzados, a curva de temperatura obtida com a simulação permanece dentro da faixa de incerteza do experimento apenas durante os 1000 segundos iniciais. Nos demais tecidos, as curvas de temperaturas simuladas encontram-se dentro da faixa de incerteza experimental.

Observa-se que a epiderme, o subcutâneo, o músculo lateral, os ligamentos cruzados e o osso obtiveram temperaturas inferiores às mensuradas no experimento.

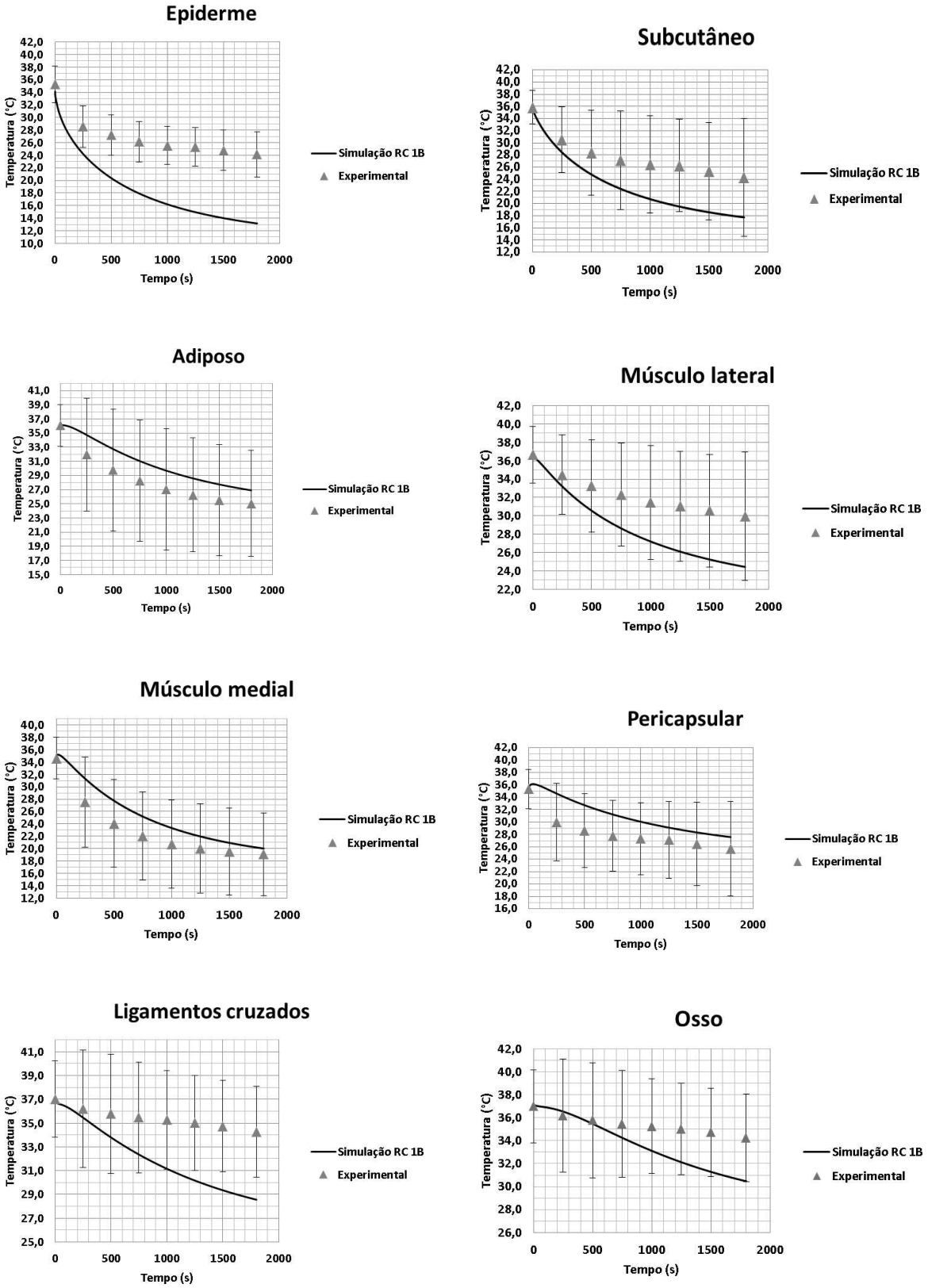


FIGURA 4.19 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 1B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.22. Observa-se que a epiderme, o subcutâneo, o músculo lateral, os ligamentos cruzados e o osso apresentaram diferenças percentuais muito superiores à 10%, valor considerado como aceitável no presente estudo. A diferença percentual média encontrada com a simulação RC 1B foi de 17,3%. Diante disso, acredita-se que a simulação RC 1B não é adequada para representar o fenômeno de resfriamento na articulação do joelho canino.

TABELA 4.22 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	24,1	13,2	45,3
Subcutâneo	24,3	17,7	27,2
Adiposo	25,1	26,9	7,4
Músculo lateral	29,9	24,4	18,5
Músculo medial	19,1	20,0	4,8
Pericapsular	25,7	27,6	7,4
Ligamentos cruzados	34,3	28,6	16,5
Osso	34,3	30,5	11,0
	Diferença percentual média (%)		17,3

Na FIGURA 4.20 é possível observar o campo de temperatura obtido com a simulação RC 1B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. Observa-se que os tecidos superficiais (epiderme e subcutâneo) apresentaram menor temperatura quando comparados os profundos (pericapsular, ligamentos cruzados e osso). De uma forma geral, apesar da simulação RC 1B ter apresentado temperaturas inferiores as experimentais na maior parte das camadas (epiderme, subcutâneo, músculo lateral, ligamentos cruzados e osso), o resfriamento promovido não alcançou a faixa de 13ºC a 18ºC, sugerida como necessária para a obtenção de efeitos terapêuticos nos tecidos profundos. Dessa forma, acredita-se que, na prática clínica, mesmo diante de um resfriamento mais intenso, as regiões mais internas da articulação não serão

capazes de alcançar a faixa determinada como ideal. Entretanto, alguns autores acreditam que alterações de temperatura dos tecidos profundos não devem ser superiores à 5 ou 6ºC (LOW; REED, 2001), sendo esse valor suficiente para a obtenção dos efeitos terapêuticos do resfriamento.

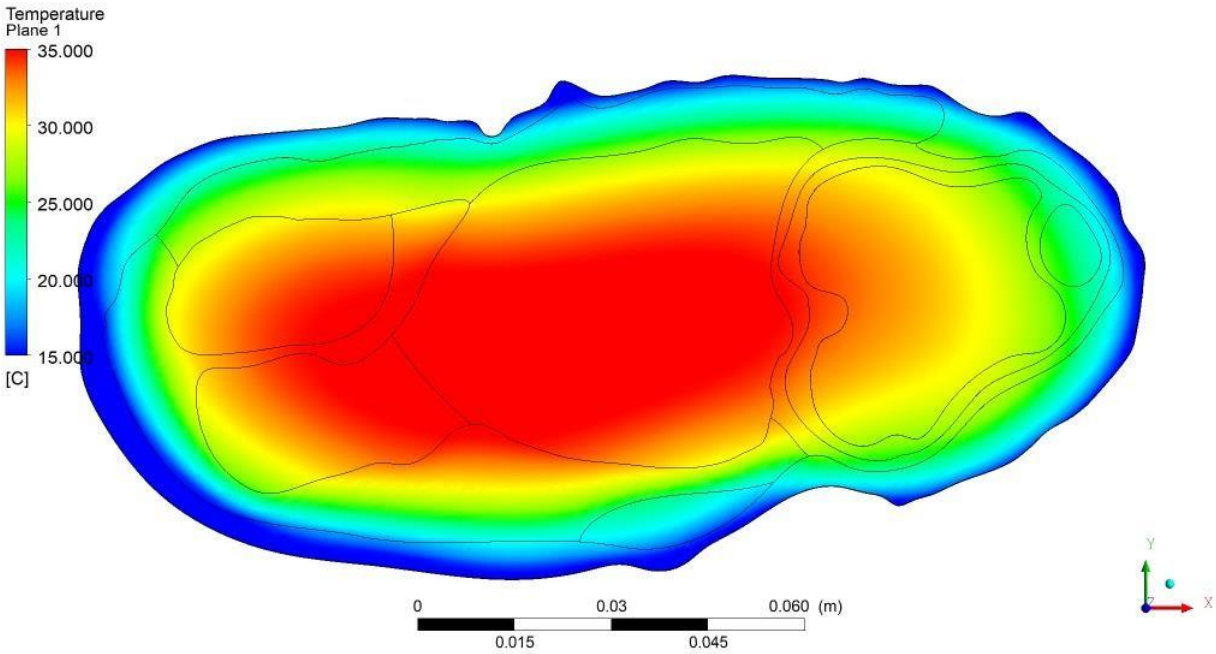


FIGURA 4.20 - Distribuição de temperatura da simulação RC 1Bno plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

b) Simulação RC 1D: o fluxo de calor corrigido de -535,3 Wm^{-2} foi considerado como condição de contorno e foi adotada a perfusão sanguínea proposta por TROBEC et al. (2008).

As temperaturas inicial, média, mínima e final e a diferença de temperatura da simulação RC 1D podem ser vistas na TABELA 4.23. Nota-se que, semelhante ao ocorrido na simulação RC 1B, a epiderme (16,6ºC) e o subcutâneo (19,1ºC) apresentaram as menores temperaturas. No entanto, as temperaturas obtidas com a simulação RC 1D são superiores as encontradas com a simulação RC 1B. Esse resultado mostra que a perfusão adotada na simulação RC 1D contribuiu para uma menor redução da temperatura da articulação. A menor diminuição da temperatura pode ser observada na região óssea (32ºC) e nos ligamentos cruzados (30,2ºC).

TABELA 4.23 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 1D, realizada a partir realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da compressa de gelo (qx" = -535,3 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Mínima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	25,5	16,6	17,9	16,6
Subcutâneo	35,5	27,3	19,1	16,4	19,1
Adiposo	36,1	31,7	27,3	8,8	27,3
Músculo lateral	36,5	31,5	26,6	9,9	26,6
Músculo medial	35,1	28,4	21,7	13,4	21,7
Pericapsular	35,3	32,3	29,2	6,1	29,2
Ligamentos cruzados	37,1	33,6	30,2	6,8	30,2
Osso	37,1	34,5	32,0	5,1	32,0

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação RC 1D, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de resfriamento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.21. Assim como na simulação RC 1B, pode-se observar que a curva de temperatura simulada da epiderme não se encontra dentro da faixa de incerteza encontrada para os dados experimentais. Pode-se perceber que nos instantes iniciais do resfriamento (0 a 750 segundos), a epiderme, o subcutâneo, o músculo lateral, o ligamento cruzado e o osso apresentam comportamentos de temperatura semelhante aos experimentais. As demais camadas (adiposo, músculo medial e pericapscular) apresentaram curvas de temperatura superiores as obtidas com o experimento ao longo de todo o processo de resfriamento.

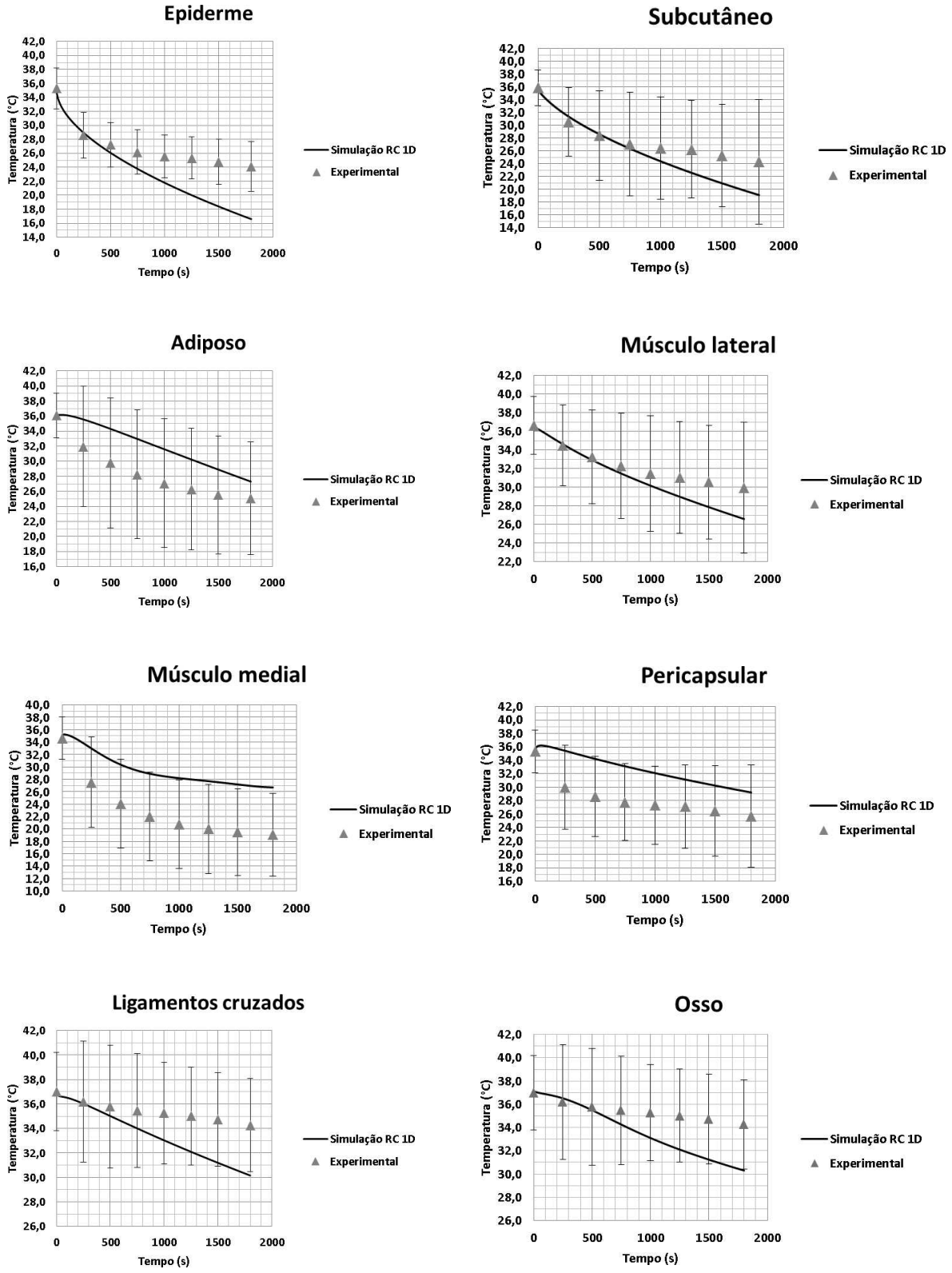


FIGURA 4.21 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 1D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.24. Pode-se visualizar que apenas o tecido adiposo e o osso apresentaram diferenças percentuais menores que 10%. A diferença percentual média encontrada com a simulação RC 1D foi de 14,9%, valor inferior ao obtido com a simulação RC 1B. Apesar disso, a simulação RC 1B não é considerada adequada para representar o fenômeno de resfriamento da articulação do joelho canino.

TABELA 4.24 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	24,1	16,6	31,2
Subcutâneo	24,3	19,1	21,4
Adiposo	25,1	27,3	9,0
Músculo lateral	29,9	26,6	11,2
Músculo medial	19,1	21,7	13,6
Pericapsular	25,7	29,2	13,7
Ligamentos cruzados	34,3	30,2	12,0
Osso	34,3	32,0	6,7
	Diferença percentual média (%)		14,9

Na FIGURA 4.22 é possível observar o campo de temperatura obtido com a simulação RC 1D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino. Como esperado, devido ao menor fluxo de calor adotado como condição de contorno na simulação RC 1D, observa-se um resfriamento menor da articulação, tanto nos tecidos profundos quanto superficiais, quando comparada com a simulação RC 1B.

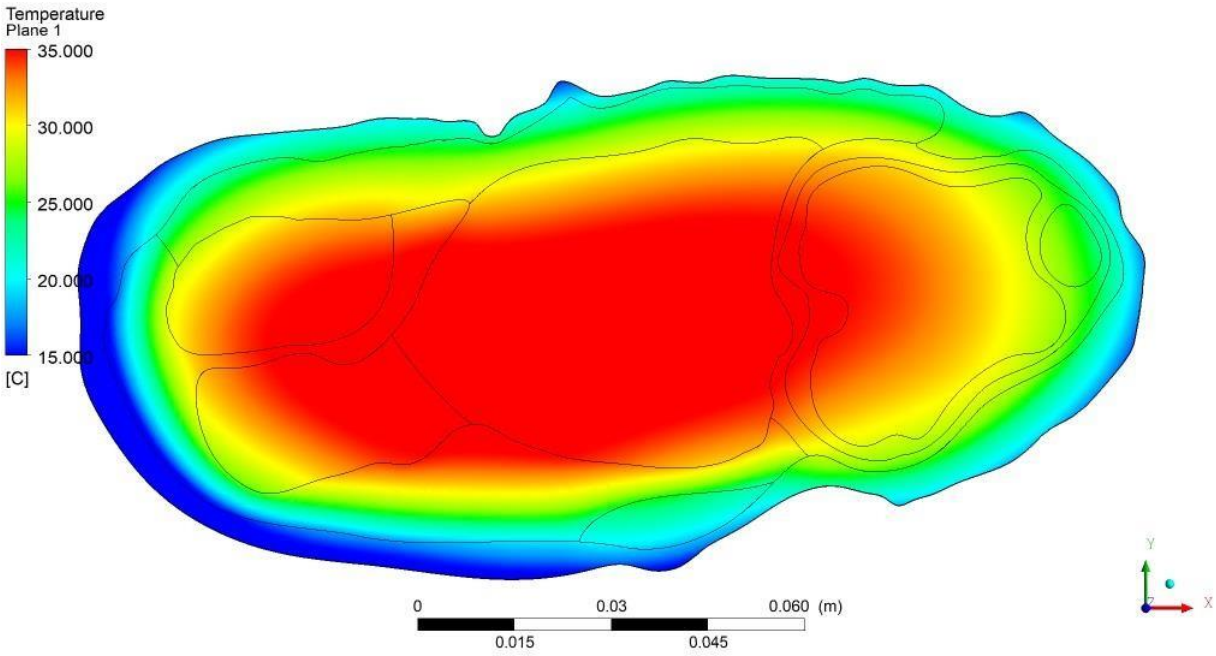


FIGURA 4.22 - Distribuição de temperatura da simulação RC 1D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

2- Simulação do resfriamento terapêutico considerando o comportamento da temperatura da epiderme obtido por meio do experimento realizado por Araújo (2009) (RC 2)

a) simulação RC 2B: foram adotados os valores médios de perfusão sanguínea e a taxa de perfusão sanguínea foi determinada em função da temperatura da camada tecidual.

As temperaturas inicial, média, mínima e final e a diferença de temperatura da simulação RC 2B podem ser vistas na TABELA 4.25. Assim como visto na simulação RC 1 B, a epiderme e o subcutâneo obtiveram a menor temperatura final simulada, 24,5ºC e 26,8ºC, respectivamente. A maior temperatura final simulada foi da região óssea (33,3ºC). A menor temperatura da epiderme era esperada devido a imposição da condição de contorno nessa camada. De uma forma geral, a diferença de temperatura dos tecidos (subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima) com a simulação RC 2B foi inferior ao alcançado com a simulação RC 1B. Esse resultado mostra que a condição de contorno de fluxo corrigido promoveu uma maior perda de calor, quando comparada à condição de contorno de temperatura variável.

Nota-se que o tecido adiposo, apesar de estar localizado na região mais externa da articulação do joelho, apresentou uma diferença de temperatura de apenas 4ºC. Esse resultado pode estar relacionado com o baixo valor de condutividade térmica desse tecido, em relação às demais camadas. Segundo CHUDECKA et al. (2014), em situações de transferência de calor, o tecido adiposo promove uma barreira isolante que dificulta a propagação do fluxo de calor. Para Petrofsky e Laymon (2009), a gordura corporal desempenha um papel tão importante quanto o fluxo sanguíneo no controle da transferência de calor no corpo humano.

TABELA 4.25 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 2B, realizada a partir realizada considerandoo comportamento da temperatura da epiderme durante o resfriamento registrado no experimento de Araújo (2009).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Mínima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	29,5	24,5	10,0	24,5
Subcutâneo	35,5	31,2	26,8	8,7	26,8
Adiposo	36,1	34,1	32,1	4,0	32,1
Músculo lateral	36,5	33,2	29,8	6,7	29,8
Músculo medial	35,1	31,7	28,2	6,9	28,2
Pericapsular	35,3	33,5	31,7	3,6	31,7
Ligamentos cruzados	37,1	34,6	32,2	4,8	32,2
Osso	37,1	35,2	33,3	3,8	33,3

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação RC 2B, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de resfriamento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.23. Observa-se que, dentre as regiões avaliadas, apenas o músculo medial obteve temperaturas fora da faixa de incerteza do experimento *in vivo*. Pela análise da FIGURA 4.23 é possível notar que o subcutâneo, o tecido adiposo, o músculo medial e a região pericapsular apresentaram temperaturas simuladas mais elevadas, em comparação com as temperaturas experimentais. Essas regiões apresentaram também temperaturas muito próximas ao limite superior da barra de incerteza. Após 750

segundos de simulação, os ligamentos cruzados e o osso apresentaram temperaturas inferiores as mensuradas experimentalmente.

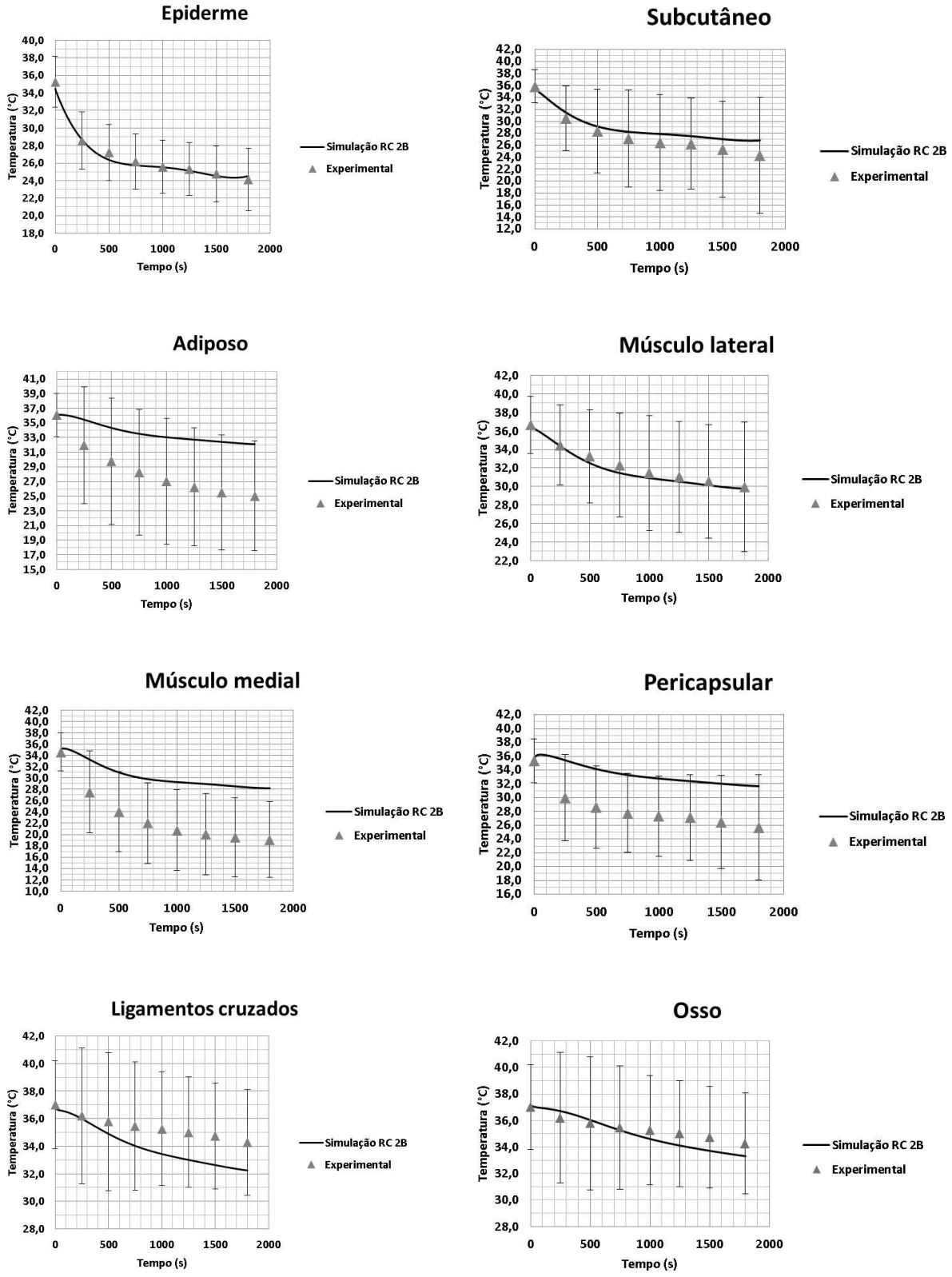


FIGURA 4.23 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 2B. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.26. Pode-se perceber que o subcutâneo, o tecido adiposo, o músculo medial e a região pericapsular apresentaram diferenças percentuais superiores ao valor considerado aceitável no presente estudo (10%). O músculo medial obteve a maior diferença percentual (47,8%), seguido do adiposo (28,1ºC) e da região pericapsular (23,3ºC). A menor diferença percentual pode ser vista no músculo lateral (0,5%).

TABELA 4.26 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	24,1	24,5	1,5
Subcutâneo	24,3	26,8	10,5
Adiposo	25,1	32,1	28,1
Músculo lateral	29,9	29,8	0,5
Músculo medial	19,1	28,2	47,8
Pericapsular	25,7	31,7	23,3
Ligamentos cruzados	34,3	32,2	6,0
Osso	34,3	33,3	2,8
	Diferença percentual média (%)		15,1

Na FIGURA 4.24 é possível observar o campo de temperatura obtido com a simulação RC 2B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

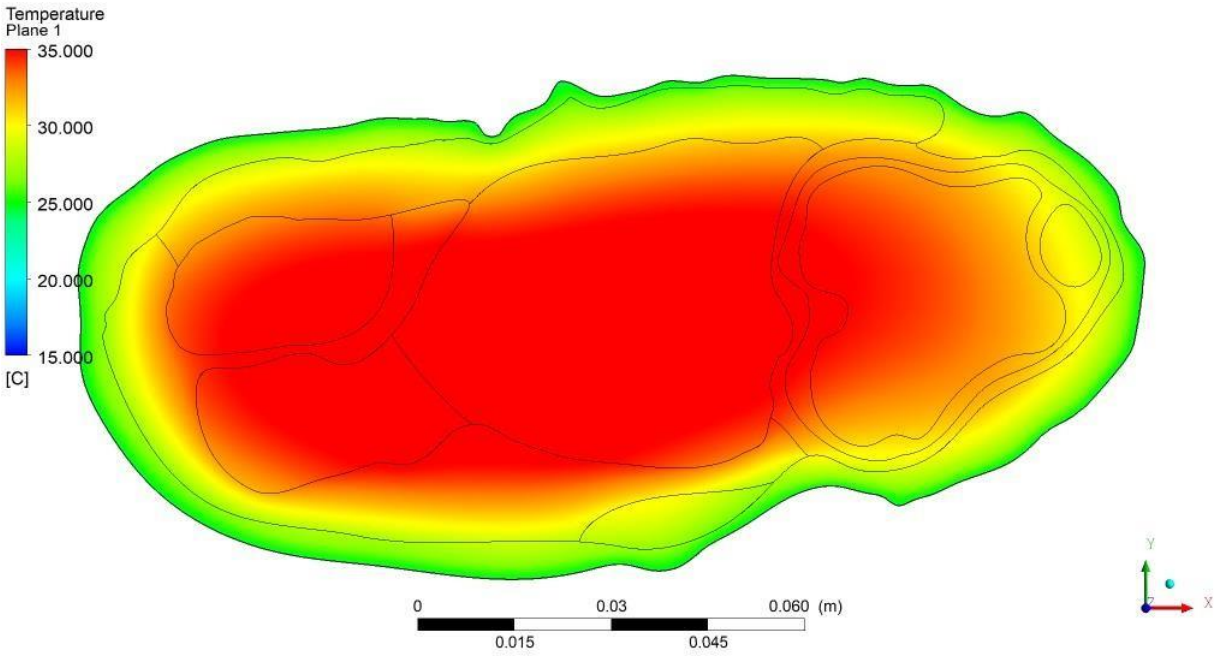


FIGURA 4.24 - Distribuição de temperatura da simulação RC 2B no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

b) Simulação RC 2D: foi adotada a perfusão sanguínea determinada no estudo de TROBEC et al. (2008).

As temperaturas inicial, média, mínima e final e a diferença de temperatura da simulação RC 2D podem ser vistas na TABELA 4.27. Semelhante as outras simulações do resfriamento, as maiores reduções de temperatura foram obtidas na epiderme (10ºC) e no subcutâneo (9,5ºC). O tecido adiposo (4,3ºC), a região pericapsular (4,1ºC) e o osso (4,0ºC) obtiveram a menor variação entre a temperatura inicial e mínima.

Bocobo et al. (1991) estudaram 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 2,2ºC, 4,1ºC e 6,5ºC foi observada para esses tempos, respectivamente. Resultado semelhante pode ser observado na simulação RC 2D, na qual a região dos ligamentos cruzados, representativa da cavidade intra-articular, obteve temperatura diferença de temperatura de 5,1ºC.

TABELA 4.27 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação RC 2D, realizada a partir realizada considerando o comportamento da temperatura da epiderme durante o resfriamento registrado no experimento de Araújo (2009).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Mínima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	29,5	24,5	10,0	24,5
Subcutâneo	35,5	30,8	26,0	9,5	26,0
Adiposo	36,1	34,0	31,8	4,3	31,8
Músculo lateral	36,5	32,8	29,0	7,5	29,0
Músculo medial	35,1	31,3	27,4	7,7	27,4
Pericapsular	35,3	33,3	31,2	4,1	31,2
Ligamentos cruzados	37,1	34,5	31,9	5,1	31,9
Osso	37,1	35,1	33,1	4,0	33,1

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação RC 2D, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de resfriamento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.25. Nota-se que o subcutâneo, o músculo lateral e o osso apresentaram comportamentos das temperaturas simuladas próximos aos observados no experimento. Em todos os tecidos avaliados, as curvas de temperaturas simuladas encontram-se dentro das faixas de incerteza experimentais. Exceção se faz ao músculo medial que, após 750 segundos de simulação, apresentou temperaturas fora da faixa de incerteza.

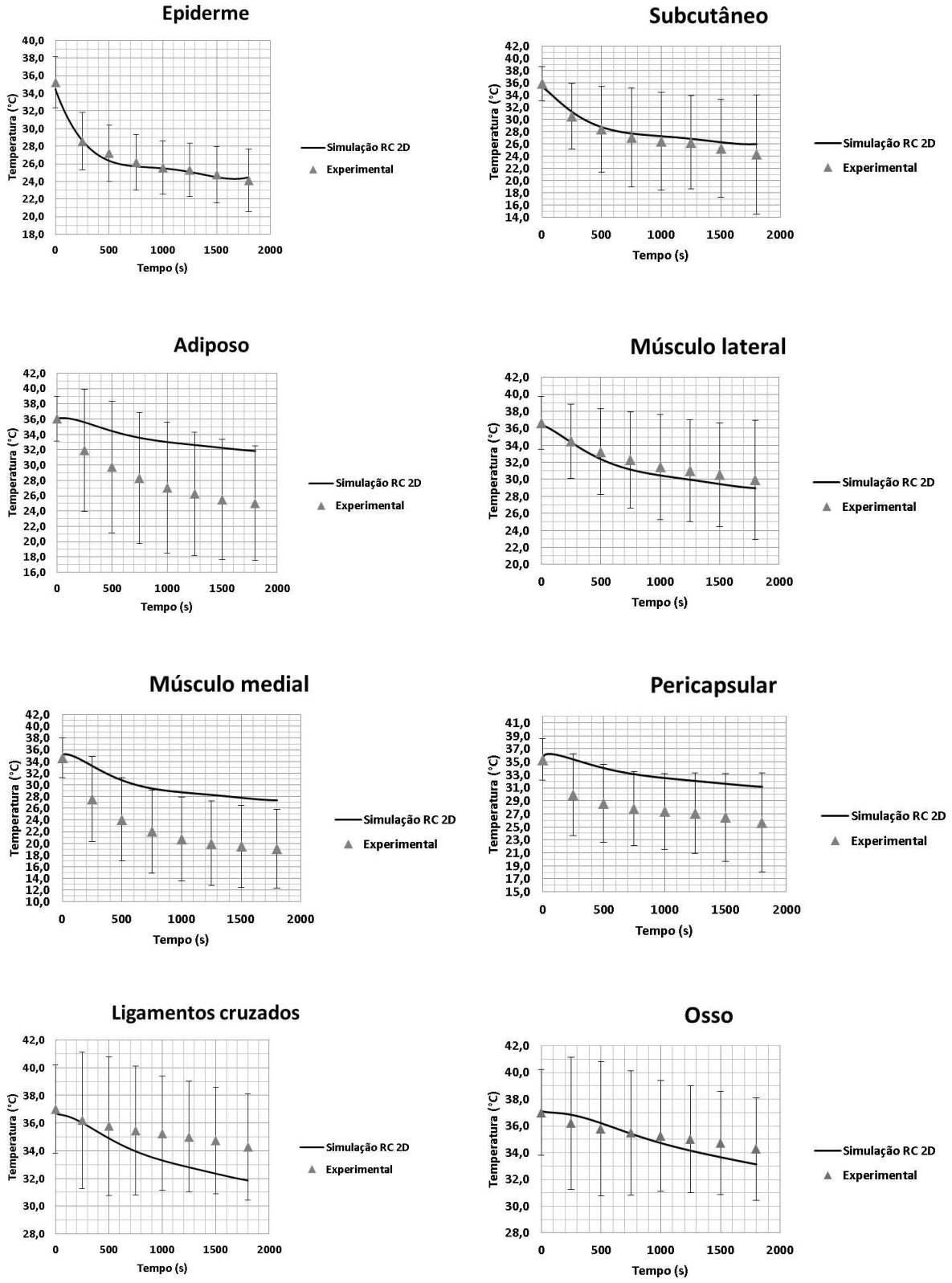


FIGURA 4.25 - Comportamento da temperatura numérica e experimental com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino - simulação RC 2D. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.28. Diferenças percentuais inferiores a 10% foram encontradas no subcutâneo (7%), músculo lateral (3,1%), região dos ligamentos cruzados (6,9%) e osso (3,4%). Semelhante ao observados na simulação RC 2B, as maiores diferenças percentuais foram observadas no adiposo (26,9%), no músculo medial (43,6%) e na região pericapsular (21,4%). Adicionalmente, os tecidos supracitados apresentaram a maior incerteza expandidas encontradas para o experimento, 8,6ºC, 7,3ºC e 7,6ºC. Acredita-se que os erros associados as medições podem ter contribuído para as discrepâncias encontradas entre as simulações de resfriamento e os dados experimentais.

De uma forma geral, não houve grande variação entre as diferenças percentuais encontradas nas simulações RC 2B e RC 2D. Assim, a consideração da perfusão sanguínea em função da temperatura produziu uma influência menor nos resultados do resfriamento, quando comparada ao aquecimento. Segundo TROBEC et al., (2008), a perfusão sanguínea apresenta maior alteração quando a temperatura do tecido é superior a 40ºC, sendo praticamente constante em temperaturas inferiores. Esse fato pode justificar os resultados semelhantes encontrados entre as simulações RC 2B e RC 2D.

TABELA 4.28 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	24,1	24,5	1,5
Subcutâneo	24,3	26,0	7,0
Adiposo	25,1	31,8	26,9
Músculo lateral	29,9	29,0	3,1
Músculo medial	19,1	27,4	43,6
Pericapsular	25,7	31,2	21,4
Ligamentos cruzados	34,3	31,9	6,9
Osso	34,3	33,1	3,4
	Diferença percentual média (%)		14,2

Na FIGURA 4.26 é possível observar o campo de temperatura obtido com a simulação RC 2D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

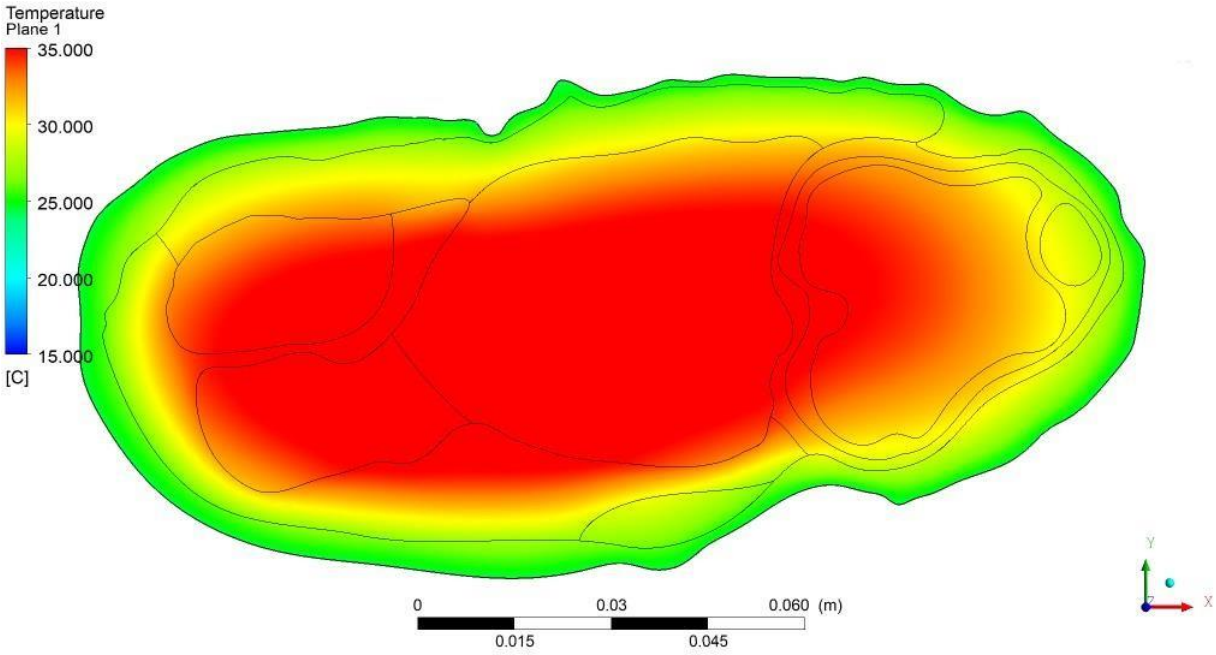


FIGURA 4.26 - Distribuição de temperatura da simulação RC 2D no plano do corte transversal da articulação do joelho canino.

4.1.4 Aquecimento tecidual do joelho humano

Os resultados obtidos com a simulação do aquecimento humano (AH) podem ser vistos na TABELA 4.29. Semelhante ao ocorrido na simulação AC 2D do joelho canino, na simulação AH, apenas a epiderme e o subcutâneo obtiveram aumentos das temperaturas ideais para a obtenção dos benefícios consequentes ao processo de aquecimento. A epiderme teve um aumento de 8,9ºC e atingiu a temperatura de 43,8ºC. O subcutâneo obteve uma elevação de 6,6ºC e alcançou a temperatura de 42,1ºC. Pode-se notar que a partir da camada adiposa, a elevação da temperatura é inferior à 2,7ºC. A região dos ligamentos cruzados e óssea apresentaram temperaturas particamente inalteradas, com uma elavação de apenas 0,5ºC e 0,2ºC.

TABELA 4.29 - Temperatura das camadas teciduais do joelho humano durante a simulação de aquecimento, realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da manta térmica (qx" = 166 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	39,3	43,8	8,9	8,9
Subcutâneo	35,5	38,8	42,1	6,6	6,6
Adiposo	36,1	37,4	38,8	2,7	2,7
Músculo lateral	36,5	37,2	37,8	1,3	1,3
Músculo medial	35,1	36,2	37,3	2,2	2,2
Pericapsular	35,3	36,4	37,6	2,4	2,4
Ligamentos cruzados	37,1	37,4	37,6	0,5	0,5
Osso	37,1	37,2	37,3	0,2	0,2

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação do aquecimento do joelho humano, juntamente com a respectiva simulação do aquecimento do joelho canino, os dados experimentais de Araújo (2009) em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.26. Cabe ressaltar que os dados experimentais de Araújo (2009) foram inseridos na FIGURA 4.27 com o objetivo único de comparação. Nenhuma validação do modelo humano é realizada com base nos dados experimentais dos animais. Observa-se que nos tecidos superficiais, como epiderme e subcutâneo, os comportamentos das temperaturas simuladas do joelho canino e humano são semelhantes. Tal fato era esperado devido a consideração da mesma condição de contorno em ambas as simulações. O tecido adiposo humano, nos segundoS iniciais (750 s), apresenta comportamente semelhante ao obtido com a simulação do joelho canino e com o experimento. Pode-se notar que a temperatura simulada dos tecidos profundos do joelho humano (músculo medial, músculo lateral, pericapsular, ligamentos cruzados e osso) permanecem praticamente inalteradas ao longo de todo o processo de aquecimento. Além disso, pode-se observar que as temperaturas dos tecidos profundos do modelo humano são inferiores as temperaturas numéricas do joelho canino e as temperaturas obtidas experimentalmente. Esse resultado pode

ser justificado pelo fato do modelo do joelho humano (FIGURA 3.4) apresentar uma maior quantidade de tecido adiposo, quando comparado ao modelo do joelho canino (FIGURA 3.2).

O estudo de Petrofsky e Laymon (2009) avaliou a capacidade das técnicas de imersão em água e das compressas de aquecimento e de resfriamento em aquecer e resfriar os tecidos profundos de 20 indivíduos adultos. Os autores fizeram uma análise considerando diferentes espessuras de camadas de toalha e faixas de gordura corporal. O grupo magro (n=10) possuía percentual de gordura entre 8,1 e 24,2%. O grupo sobrepeso (n = 10) apresentou percentual de gordura entre 25,2 e 60,1%, com média de 35,6%. As temperaturas da pele e do músculo foram medidas por um termistor de superfície e um termistor inserido em uma profundidade de 2,5 cm, respectivamente. As compressas de resfriamento e de aquecimento foram mantidas a 0ºC e a 75ºC, respectivamente. A temperatura do banho de imersão foi mantida constante por um sistema. Duas séries de experimentos foram conduzidas. Na primeira série, a perna foi imersa em água e as temperaturas da pele e dos músculos quadríceps e gastrocnêmio foram medidas. Na segunda série, os mesmos músculos foram avaliados. Foram realizados experimentos considerando espessuras de toalhas de 2, 4, 6, 8 e 10 mm. O tempo de aplicação de ambas as séries foi de 20 minutos. Os resultados mostram que o uso de camadas grossas de toalhas reduz a transferência de calor e que efeito do aquecimento e do resfriamento é mínimo em tecidos profundos com espessuras maiores de camadas de toalhas. Além disso, em pessoas com maior teor de gordura corporal, a transferência de calor para o músculo é ainda menor. O estudo aponta que quando as compressas de resfriamento, com algumas camadas de toalhas, eram usadas em pessoas com maior percentual de gordura, as mudanças na temperatura do tecido não valiam o esforço de aplicar as compressas pelo tempo de 20 minutos. Em relação ao resfriamento, as mudanças de temperatura no músculo foram muito mais efetivas com o banho de imersão em água fria do que com as compressas. Mesmo nos indivíduos com maior percentual de gordura corporal, o banho de água teve um melhor efeito sobre as temperaturas profundas do que a aplicação das compressas. Segundo os autores, a temperatura da pele mudou rapidamente com as compressas de aquecimento e de resfriamento e com os banhos de imersão. No entanto, as compressas quentes e frias não promoveram transferência de calor suficiente para superar o fluxo sanguíneo muscular e a camada de gordura em pessoas com maior percentual de gordura.

Em outro estudo, Petrofsky et al. (2009) avaliaram a relação entre a espessura da gordura subcutânea e a transferência de calor para o músculo com três modalidades de aquecimento, sendo elas: compressas químicas quentes com temperatura de 42ºC, compressas de

hidrocollator (separadas da pele por oito camadas de toalhas) com temperatura de 73ºC e imersão em banheira de hidromassagem (40ºC). A avaliação foi realizada em 10 indivíduos, com idade entre 22 e 54 anos, índice de massa corporal de 25,8 ± 4,6. A temperatura foi medida, por meio de termopares, na pele e no músculo quadríceps (25 mm abaixo da superfície da pele). A gordura subcutânea acima do músculo quadríceps variou de 0,51 a 0,86 cm de espessura. O tempo de aplicação dos pacotes químicos foi de 6 horas. A compressa de hidrocollator e a imersão na banheira de hidromassagem foram aplicadas por 15 minutos. Os resultados do estudo demonstram que, quando o pacote químico foi aplicado por 6 horas, a temperatura da pele subiu lentamente, cerca de 6°C para os 10 indivíduos, ao longo do período de 6 horas de aplicação. Enquanto a temperatura da pele aumentou em cerca de 6°C, a temperatura muscular aumentou menos de 2°C. Para indivíduos que possuíam uma maior espessura de gordura, a temperatura do músculo aumentou menos do que em indivíduos com menor espessura dessa camada. Durante o período de 15 minutos em que as compressas de hidrocollador foram aplicados, a temperatura da pele também aumentou cerca de 6ºC. O aumento da temperatura do músculo para foi de aproximadamente 1°C. A temperatura do músculo obteve elevação mais lenta nos indivíduos que possuíam maior espessura de gordura. A imersão em banheira de hirdromassagem alcançou a maior temperatura da pele e muscular, aproximadamente 7ºC e 2,37°C, respectivamente. Nesse estudo, os autores observaram correlações negativas significativas quando relacionaram a mudança na temperatura muscular com a espessura da camada de gordura. Dessa forma, quanto maior a espessura da gordura, menor é o aumento da temperatura muscular.

Os resultados do estudo de Petrofsky e Laymon (2009) e Petrofsky et al. (2009) vão de encontro aos resultados obtidos com as simulações do joelho humano, apesar dos autores realizarem medições da temperatura em regiões diferentes das analisadas na presente tese. Nas simulações observa-se que a camada de tecido adiposo funciona como um isolante, servindo como uma barreira para a transferência de calor para os tecidos localizados profundamente.

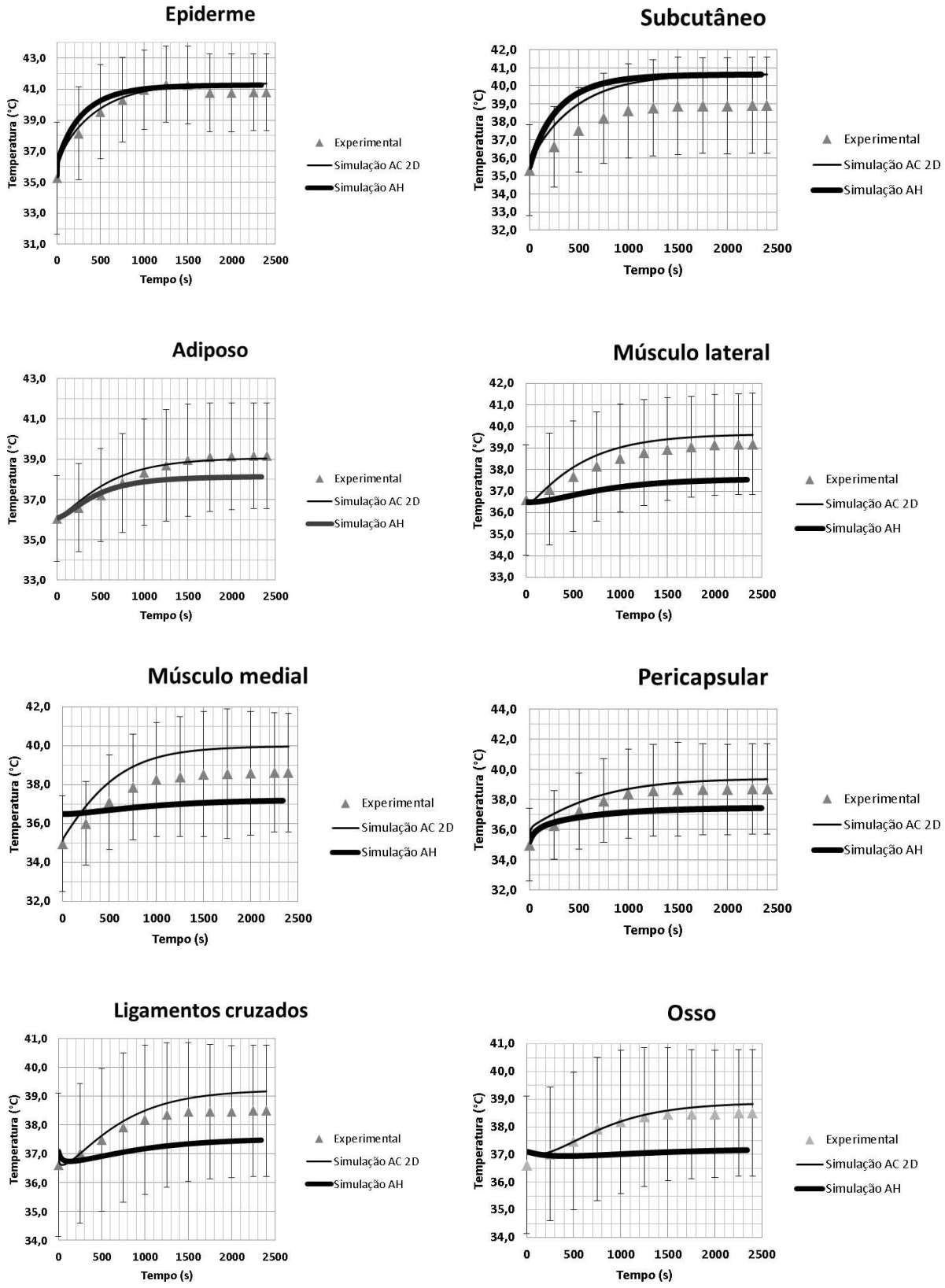


FIGURA 4.27 - Comportamento da temperatura numérica dos tecidos que compõem o joelho humano e dados experimentais mensurados por Araújo (2009)- simulação AH. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

Na FIGURA 4.28 observa-se o campo de temperatura, obtido com a simulação AH, no plano do corte transversal da articulação do joelho humano. Nota-se que a epiderme, em praticamente toda a sua extensão, atingiu valores em torno de 42ºC. Por meio da figura é possível notar que os tecidos localizados mais internamente na articulação não apresentam alterações de temperatura, permanecendo com temperaturas próximas de 36,6ºC.

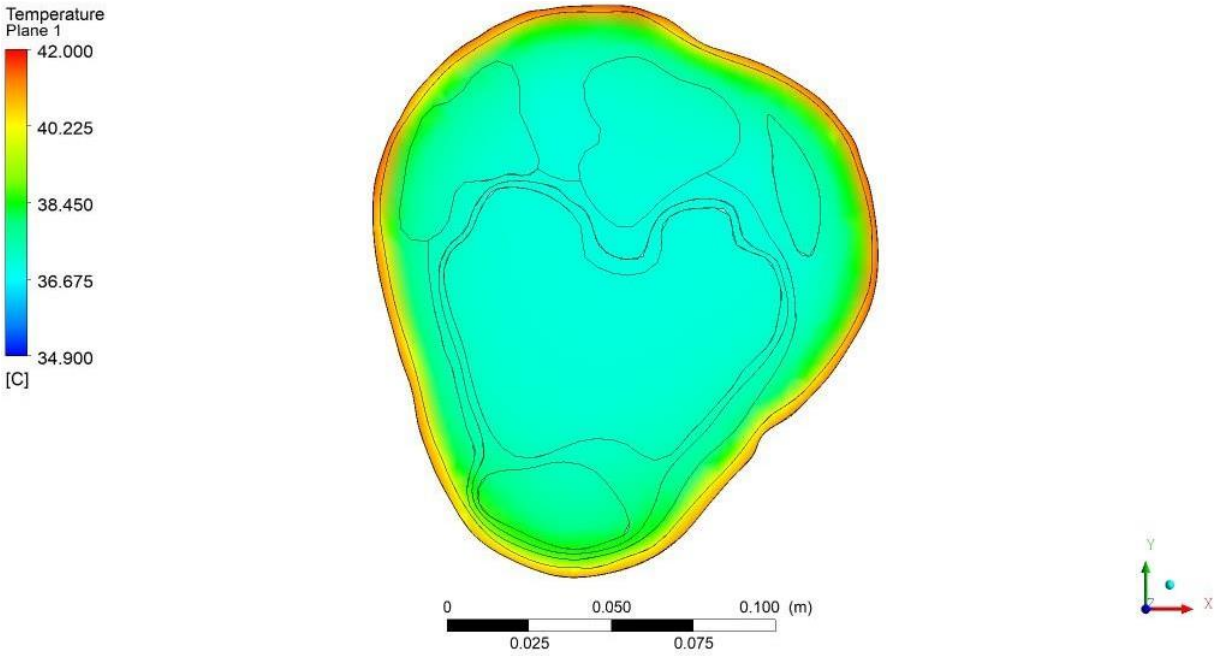


FIGURA 4.28 - Distribuição de temperatura da simulação AH no plano do corte transversal da articulação do joelho humano.

4.1.5 Resfriamento tecidual do joelho humano

Na TABELA 4.30 encontram-se as temperaturas inicial, média, mínima e final e a diferença de temperatura da simulação RH. Nota-se que a epiderme e o subcutâneo atingiram as menores temperaturas simuladas, 8,8ºC e 10,9ºC, respectivamente. O tecido adiposo teve uma diminuição de 11,5ºC, alcançando a temperatura de 24,6ºC. Observa-se que as camadas mais profundas apresentaram diferenças de temperaturas menores que as camadas superficiais. Apesar disso, o músculo lateral, a região pericapsular e os ligamentos cruzados apresentaram diminuições de temperatura de 4,4ºC, 2,2ºC e 3,7ºC, respectivamente. Apesar dos estudos preconizarem que os tecidos atinjam a faixa de 13ºC a 18ºC para a obtenção dos efeitos

terapêuticos decorrentes da diminuição da temperatura (LOW; REED, 2001), alguns trabalhos sugerem queas alterações locais de temperatura nos tecidos profundos podem ser limitadas a cerca de 5 ou 6ºC abaixo da temperatura do tecido (LOW; REED, 2001). Nesse sentido, de acordo com a simulação RH, realizada no presente estudo, o músculo lateral e os ligamentos cruzados seriam beneficiados pelo resfriamento terapêutico.

De acordo com a literatura, a temperatura da pele deve diminuir para menos de 13,6ºC para que ocorra analgesia local e para 12,8ºC para que ocorra controle do edema (MACAULEY, 2001; DEAL et al., 2002; BLEAKEY, 2004; GREENSTEIN, 2007; KENNET et al., 2007). Diante disso, a temperatura de 8,8ºC obtida na simulação RH sugere que esses efeitos podem ser alcançados. CHUGHTAI et al., (2017) observaram, com um estudo de revisão sistemática, que os efeitos de alívio da dor promovidos pela crioterapia, em pacientes com osteoartrose de joelho, podem ajudar a minimizar o uso de medicamentos para dor, os quais muitas vezes estão associados à efeitos colaterais potenciais.

TABELA 4.30 - - Temperatura das camadas teciduais do joelho humano durante a simulação de resfriamento (RH), realizada a partir realizada a partir do fluxo corrigido de calor médio da compressa de gelo (qx" = -535,3 Wm^{-2}).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Mínima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	21,6	8,8	25,7	8,8
Subcutâneo	35,5	23,2	10,9	24,6	10,9
Adiposo	36,1	30,3	24,6	11,5	24,6
Músculo lateral	36,5	34,3	32,1	4,4	32,1
Músculo medial	35,1	35,4	35,7	0,6	35,7
Pericapsular	35,3	34,2	33,1	2,2	33,1
Ligamentos cruzados	37,1	35,2	33,3	3,7	33,3
Osso	37,1	36,6	36,1	1,0	36,1

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação do resfriamento do joelho humano, juntamente com a respectiva simulação do resfriamento do joelho canino, os dados experimentais de Araújo (2009) em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas podem ser vistos na FIGURA 4.29. Pode-ser observar que a curva de temperatura dos tecidos superficiais do joelho humano, obtida com a simulação, apresenta uma maior queda, quando comparada aos dados experimentais e a simulação RC 1D. A articulação do joelho humano, por possuir maior diâmetro, apresenta maior área de contato com o recurso de resfriamento. Dessa forma, acredita-se que os resultados obtidos são consequência do maior valor absoluto de calor, sendo retirado da articulação do joelho humano, devido a utilização de um mesmo fluxo de calor (Wm^{-2}) para ambas as simulações. Como esperado, o tecido adiposo e os tecidos subjacentes a ele apresentaram temperaturas superiores as experimentais e as obtidas com a simulação do joelho canino. Novamente, acredita-se que a maior espessura da camada adiposa do joelho humano, em comparação com joelho canino, seja a responsável pela menor queda de temperatura nos tecidos profundos.

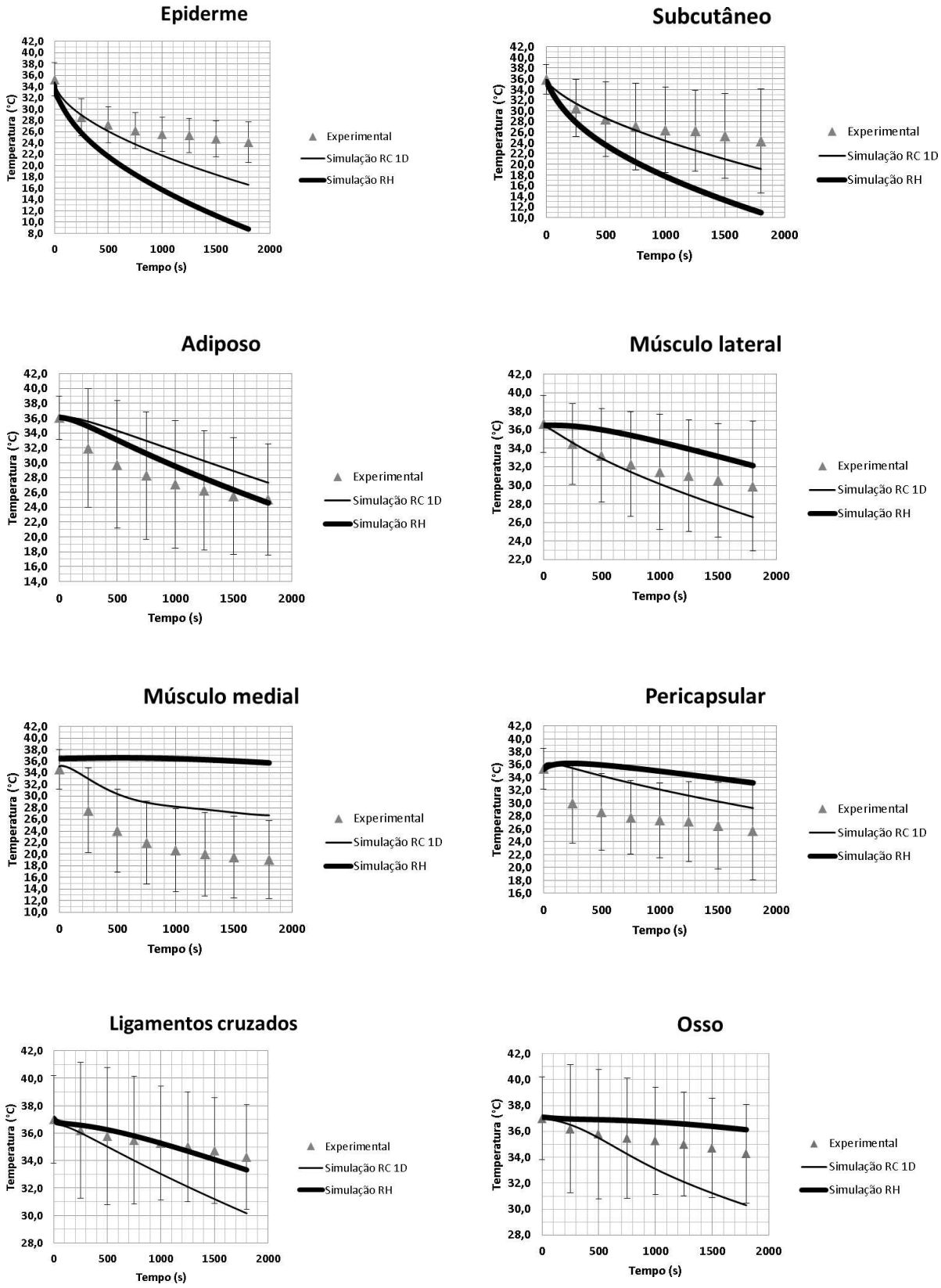


FIGURA 4.29 - Comportamento da temperatura numérica dos tecidos que compõem o joelho humano e dados experimentais mensurados por Araújo (2009) - simulação RH. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

Na FIGURA 4.30 é possível observar o campo de temperatura obtido com a simulação RH no plano do corte transversal da articulação do joelho humano. Observa-se que a epiderme e subcutânea apresentam temperaturas mais baixas, enquanto os tecidos internos não sofrem grandes influências do resfriamento.

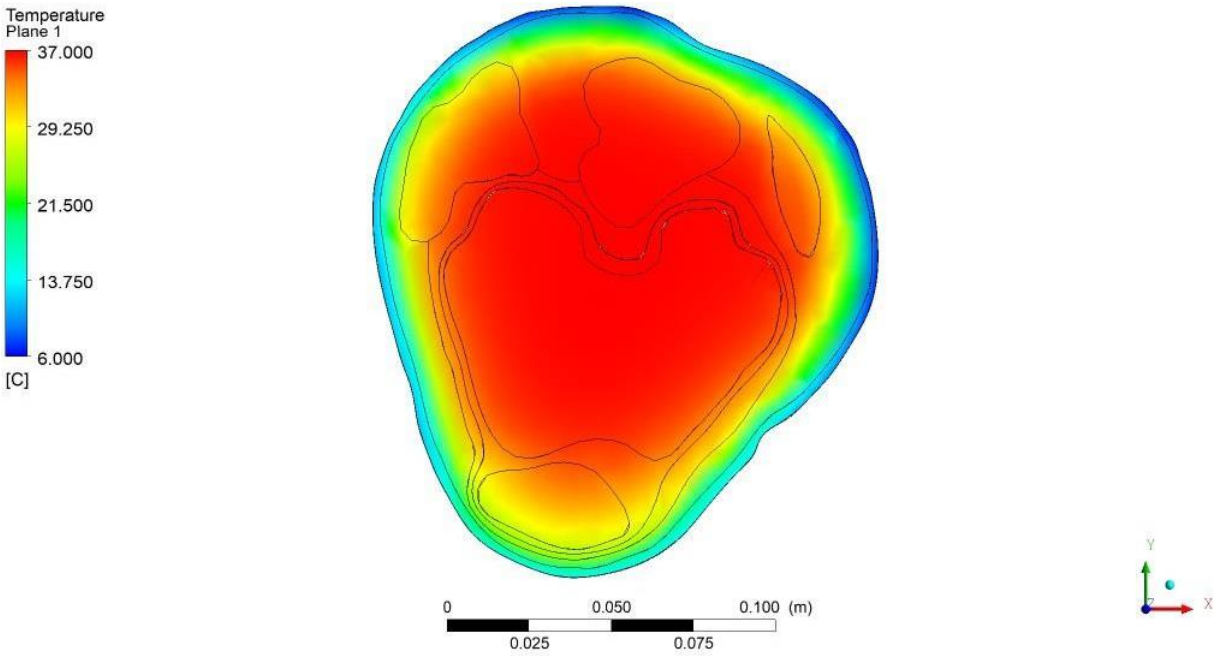


FIGURA 4.30 - Distribuição de temperatura da simulação RH no plano do corte transversal da articulação do joelho humano.

4.1.6 Aquecimento tecidual do joelho canino (modelo 1D)

As temperaturas inicial, média, máxima e final e a diferença de temperatura obtidas com a simulação de aquecimento unidimensional podem ser vistas na TABELA 4.31. Semelhante as simulações bidimensionais, a epiderme e o osso apresentaram a maior e a menor temperatura, respectivamente. A simulação unidimensional obteve temperaturas próximas as encontradas com a simulação bidimensional AC 3D, em todas as regiões. De forma geral, as temperaturas da simulação unidimensional foram menores que as temperaturas da simulação AC 3D, exceção se faz ao tecido adiposo que apresentou maior temperatura na simulação unidimensional. A maior diferença de temperatura encontrada entre a presente simulação e a simulação AC 3D foi de 0,6ºC, sendo a cápsula e o osso as regiões que apresentaram essa diferença. O subcutâneo obteve 0,1ºC de diferença entre essas simulações.

TABELA 4.31 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação unidimensional, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o aquecimento registrado no experimento de Araújo (2009).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Máxima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,9	37,7	40,5	5,6	40,5
Subcutâneo	35,5	37,7	39,9	4,4	39,9
Adiposo	36,1	37,8	39,4	3,3	39,4
Músculo	36,5	37,7	38,9	2,4	38,9
Cápsula	35,2	36,8	38,5	3,3	38,5
Líquido sinovial	37,1	37,7	38,3	1,2	38,3
Osso	37,1	37,6	38,1	1,0	38,1

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura máxima pela temperatura inicial.

Na FIGURA 4.31 pode-se observar o comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação unidimensional, a simulação bidimensional que adotou as mesmas condições, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de aquecimento e as incertezas expandidas. Nota-se que as curvas de temperaturas de todos os tecidos encontram-se dentro das faixas de incerteza e próximas dos valores experimentais.

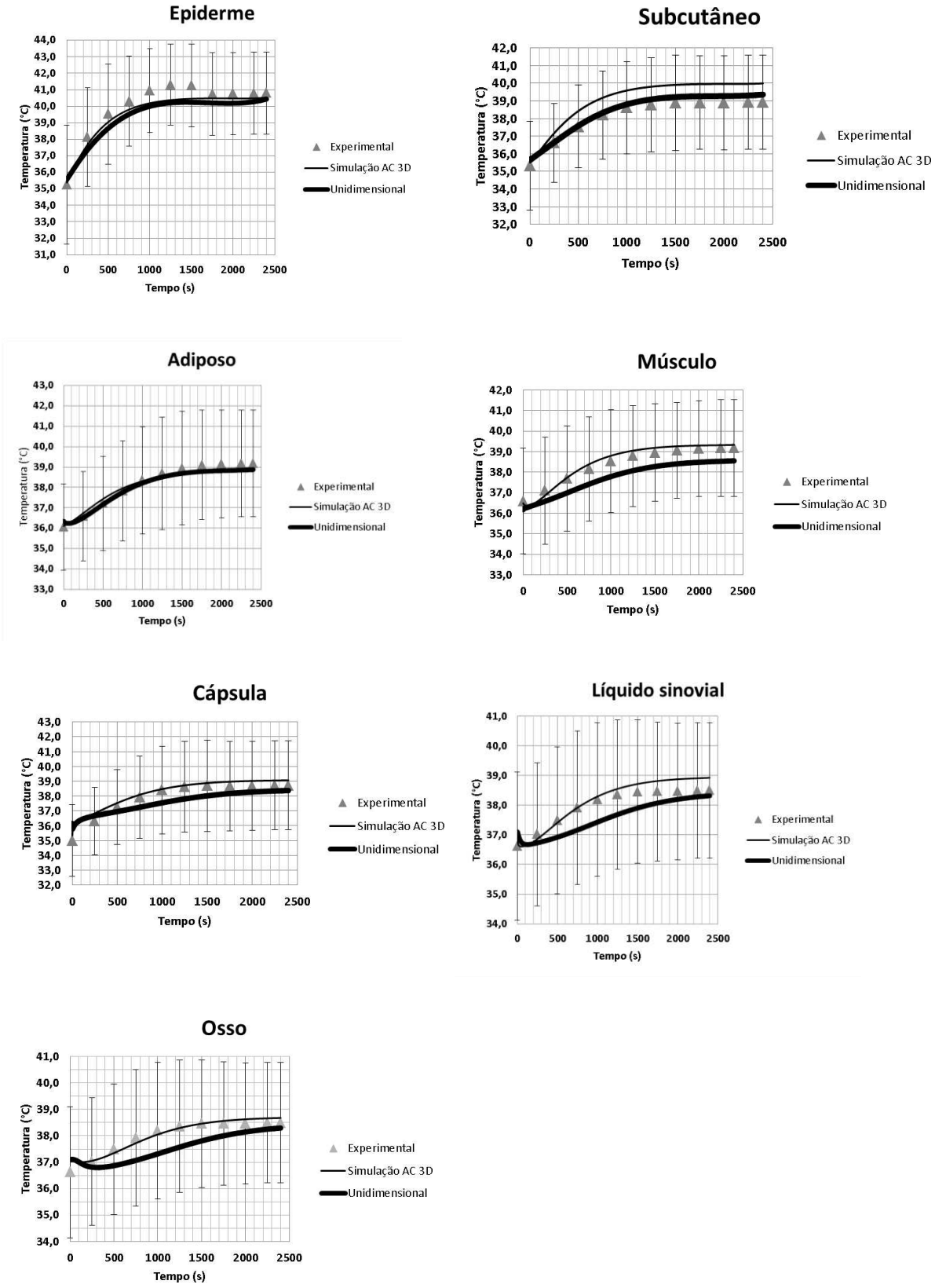


FIGURA 4.31 - Comportamento da temperatura da simulação unidimensional, bidimensional e do experimento com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino durante o aquecimento. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

Na TABELA 4.32 pode-se observar as diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas do experimento e da simulação unidimensional. É possível notar que as diferenças foram todas inferiores a 3%, sendo a menor diferença, 0,6ºC, encontrada para o tecido adiposo, a cápsula e o músculo. A simulação unidimensional apresentou diferença percentual média de 1,0%, sendo semelhante a diferença obtida com simulação bidimensional AC 3D (0,8%). Os resultados encontrados no presente estudo indicam que a simulação unidimensional pode ser uma alternativa interessante para representar o fenômeno de aquecimento da articulação do joelho. O modelo unidimensional apresenta vantagens por ser mais simples e necessitar de menor esforço computacional.

TABELA 4.32 - Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	40,8	40,5	0,9
Subcutâneo	38,9	39,9	2,5
Adiposo	39,2	39,4	0,6
Músculo	39,2	38,9	0,8
Cápsular	38,7	38,5	0,6
Líquido sinovial	38,5	38,3	0,6
Osso	38,5	38,1	1,0
	Diferença percentual média (%)		1,0

4.1.7 Resfriamento tecidual do joelho canino (modelo 1D)

As temperaturas inicial, média, mínima e final e a diferença de temperatura da simulação unidimensional podem ser vistas na TABELA 4.33. Como esperado, a maior redução de temperatura foi obtida nos tecidos superficiais (epiderme, subcutâneo e adiposo). As regiões mais internas, como a cápsula, líquido sinovial e osso, apresentaram uma menor redução de temperatura. Tal fato era esperado, devido as características do modelo unidimensional, no qual as camadas estão dispostas parelalamente umas as outras. Dessa forma, o tecido adiposo

funciona como uma barreira, fazendo com a compressa de gelo não retire grande quantidade de calor dos tecidos profundos.

As temperaturas obtidas com a simulação unidimensional foram superiores as encontradas com a simulação bidimensional RC 2D. A maior diferença de temperatura encontrada entre as simulações foi de 3ºC no tecido adiposo.

TABELA 4.33 - Temperatura das camadas teciduais do joelho canino durante a simulação unidimensional, realizada a partir do comportamento da temperatura da epiderme durante o resfriamento, registrado no experimento de Araújo (2009).

	Temperatura (°C)				
Camadas	**Inicial**	**Média**	**Mínima**	**Diferença de temperatura***	**Final**
Epiderme	34,5	29,7	24,9	9,6	24,9
Subcutâneo	35,5	31,3	27,1	8,4	27,1
Adiposo	36,1	32,5	28,8	7,3	28,8
Músculo	36,5	33,6	30,8	5,7	30,8
Cápsula	35,3	33,7	32,1	3,2	32,1
Líquido sinovial	37,1	34,9	32,7	4,3	32,7
Osso	37,1	35,2	33,2	3,9	33,2

NOTA: Os valores de diferença de temperatura correspondem à subtração da temperatura inicial pela temperatura mínima.

O comportamento da temperatura de cada tecido para a simulação unidimensional, a simulação bidimensional que adotou as mesmas condições, os dados experimentais em determinados instantes da aplicação do recurso de resfriamento e as incertezas expandidas podem ser visualizados na FIGURA 4.32. Nota-se que, com exceção da cápsula, todas as regiões apresentaram curvas de temperatura dentro da faixa de incerteza. Pode-se observar que nos tecidos superficiais, as curvas de temperatura da simulação unidimensional, bidimensional e experimental possuem perfis semelhantes. Nos tecidos localizados internamente, as temperaturas alcançadas com a simulação unidimensional foram superiores as experimentais e as da simulação bidimensional.

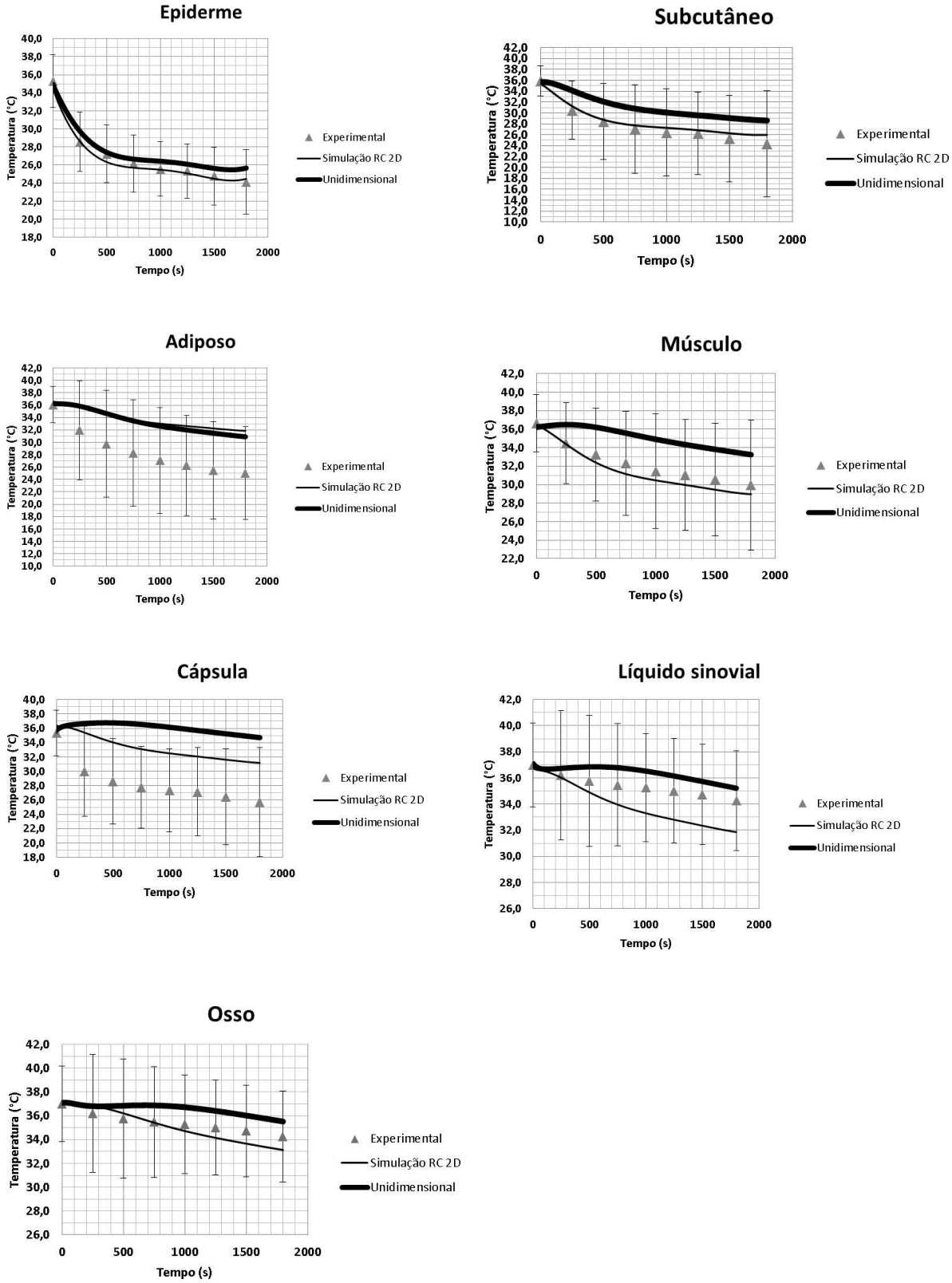


FIGURA 4.32 - Comportamento da temperatura da simulação unidimensional, bidimensional e do experimento com o tempo nas regiões que compõem o joelho canino durante o resfriamento. (As barras de erro representam a incerteza expandida média calculada para os dados experimentais).

A comparação das diferenças percentuais encontradas entre as temperaturas experimentais e simuladas pode ser vista na TABELA 4.34. Diferenças percentuais inferiores a 10% foram encontradas no subcutâneo (11,4%), músculo (2,8%), líquido sinovial (4,5%) e osso (3,0%). As maiores diferenças percentuais podem ser vistas no subcutâneo (11,4%), no adiposo (15,1%) e na cápsula (25%).

As temperaturas obtidas com simulação unidimensional no adiposo, músculo, líquido sinovial e osso apresentaram menor diferença percentual entre os dados experimentais, quando comparada a simulação bidimensional RC 2D. Apesar da necessidade de ajustes, para que a simulação de resfriamento represente de forma fiel o fenômeno real, os resultados da simulação unidimensional do resfriamento mostraram-se compatíveis com os obtidos com a simulação unidimensional.

TABELA 4.34- Valores de temperatura experimental, simulada e diferença percentual entre ambas.

Camadas	**Temperatura experimental (°C)**	**Temperatura simulada (°C)**	**Diferença (%)**
Epiderme	24,1	24,9	3,0
Subcutâneo	24,3	27,1	11,4
Adiposo	25,1	28,8	15,1
Músculo	29,9	30,8	2,8
Cápsula	25,7	32,1	25,0
Líquido sinovial	34,3	32,7	4,5
Osso	34,3	33,2	3,0
	Diferença percentual média (%)		9,3

4.1.8 Considerações finais

O estudo de ferramentas que facilitem a compreensão da transferência de calor em tecidos vivos é especialmente relevante para as áreas da saúde que utilizam recursos térmicos, uma vez que medições experimentais de temperatura não estão amplamente disponíveis (Rodrigues et al., 2013). Embora alguns estudos experimentais avaliem as aplicações de

aquecimento e resfriamento terapêuticos, os resultados geralmente são limitados, variados e não conclusivos. Na prática clínica, esses resultados geram dificuldades na determinação da modalidade adequada, da forma de aplicação e do tempo de uso dos recursos.

Apesar da importância do controle da temperatura tecidual durante os processos de aquecimento e resfriamento terapêuticos, pouca atenção é dada ao desenvolvimento de métodos não invasivos que possibilitem a medição da temperatura das estruturas internas, em especial das articulações, regiões que comumente recebem aplicações de recursos térmicos. Segundo Chipchase, Williams e Robertson (2009) o uso dos agentes físicos tem declinado desde 1993. Para os autores, a falta de evidências que suportem a aplicação desses recursos é o principal motivo para a diminuição do uso dessas modalidades terapêuticas.

No presente estudo foram realizadas simulações computacionais bidimensionais dos joelhos canino e humano. O modelo representativo do joelho canino foi criado com base em uma imagem fotográfica de um corte transversal da articulação, retirada da literatura. O modelo geométrico bidimensional da articulação do joelho humano foi criado com base em imagens reais obtidas de cortes transversais de um cadáver. O programa ANSYS-CFX 2015®, baseado no método de volumes finitos, foi utilizado para a execução das simulações bidimensionais.

Adicionalmente, um modelo computacional unidimensional em coordenadas cilíndricas foi desenvolvido para solução do problema da transferência de calor por condução na articulação do joelho. Nesse modelo, a articulação foi representada por um único cilindro com seis camadas teciduais. A elaboração do programa e a solução das equações foram realizadas no *software* EES 2016 ® (V10.104 - Engineering Equation Solver).

As condições de neutralidade térmica, aquecimento e resfriamento terapêuticos foram simuladas no presente estudo. Para a validação física, as simulações do joelho canino foram comparadas com dados experimentais *in vivo*.

De maneira geral, as simulações de aquecimento e de resfriamento do joelho canino, que consideraram o comportamento da temperatura da epiderme como condição de contorno, apresentaram melhor aproximação com os dados experimentais. Isso facilita a implementação dos resultados das simulações na prática clínica, uma vez que a medição da temperatura da epiderme pode ser facilmente realizada durante os procedimentos termoterapêuticos por condução.

Além disso, pode notar-se que as simulações que adotaram a taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura obtiveram valores de temperatura mais próximos dos experimentais, mostrando que a simulação numérica é sensível à consideração do termo de perfusão sanguínea.

No entanto, não existe consenso na literatura sobre a implementação da taxa de perfusão sanguínea, sendo comum até mesmo à sua desconsideração. Assim, o presente estudo evidenciou que a modelagem com perfusão sanguínea variando em função de temperatura representa melhor o fenômeno real.

Os valores de perfusão sanguínea, encontrados na literatura, produziram alterações nos resultados das simulações apenas quando a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante. Nas simulações que consideraram a taxa de perfusão sanguínea em função da temperatura, os resultados não apresentaram diferenças. Acredita-se que, como a variação de temperatura foi maior e mais influente do que a perfusão, os resultados tenderam a não apresentar uma distinção maior entre eles. Este fato não indica que a perfusão sanguínea não teve efeito no campo de temperatura, mas a variação de temperatura nos tecidos foi mais influente do que a variação o valor da perfusão sanguínea. Pode-se constatar que os resultados de estudos de simulação que consideram a taxa de perfusão sanguínea constante podem ser alterados pela escolha conveniente de um valor de perfusão sanguínea.

Sabe-se que o equilíbrio térmico nos seres humanos é alcançado pela regulação do fluxo sanguíneo na pele. Segundo a literatura, a perfusão do sangue sofre ajustes constantes com base na temperatura da pele (HODGES, KELLOG E JOHNSON, 2015). Dessa forma, os melhores resultados das simulações foram encontrados com a condição de contorno de comportamento da temperatura da epiderme e com a consideração da taxa de perfusão sanguínea e a perfusão sanguínea, ambas em função da temperatura.

Apesar das condições supracitadas terem apresentado os melhores resultados também para o resfriamento, as simulações numéricas dessa condição terapêutica não obtiveram uma boa aproximação com os dados experimentais (diferença percentual superior a 10%). Essa discrepância entre os dados experimentais e simulados pode ser justificada pela complexidade do processo de resfriamento. O estudo de Janský et al. (2003) evidênciou flutuações da temperatura da pele durante o resfriamento, ou seja, a diminuição inicial nas temperaturas da pele foi seguida por aumentos temporais. Segundo os autores, os dados indicam que, durante o resfriamento, o fluxo sanguíneo da pele flutua permanentemente gerando mudanças dinâmicas nas temperaturas da pele. Acredita-se que a expressão de perfusão sanguínea, proposta por Trobec et al. (2008), não expressa adequadamente as alterações da perfusão sanguínea em resposta ao resfriamento, uma vez que os autores consideram que a perfusão sanguínea é praticamente constante em temperaturas inferiores a 40ºC e até mesmo próximas de zero.

Além disso, ao realizar o cálculo de incerteza experimental observou-se que a incerteza do aquecimento variou de 2,6ºC até 3,6ºC nas camadas teciduais. Em contrapartida, o resfriamento apresentou incertezas que variaram de 3,6ºC até 9,7ºC. Dessa forma, é válido ressaltar que as medidas experimentais estão sujeitas a erros devido à dificuldade de controle de diversos parâmetros. Segundo Albertazzi (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 também pode justificar as diferenças encontradas.

A simulação de aquecimento realizada no joelho humano mostra que os tecidos profundos apresentam temperaturas praticamente inalteradas ao longo de todo o processo. Acredita-se que a maior quantidade de tecido adiposo seja a responsável pelas menores temperaturas encontradas. Com base nas simulações realizadas acredita-se que, se o objetivo do uso das mantas térmicas for promover alterações fisiológicas nos tecidos internos da articulação do joelho, os tratamentos serão ineficazes, visto que as temperaturas desses tecidos não sofrem as alterações necessárias.

A simulação de resfriamento do joelho humano mostrou que a faixa adequada para obtenção dos efeitos fisiológicos e terapêuticos também não foi alcançada nos tecidos internos. Apesar disso, alguns tecidos profundos apresentaram diferenças de temperatura entre 3,7ºC e 4,4ºC. Outra vertente da literatura relata que os efeitos podem ser alcançados quando os tecidos profundos apresentam alterações locais limitadas a 5 ou 6ºC abaixo da temperatura inicial. Nesse sentido, os resultados indicam que alguns tecidos profundos possam ser beneficiados pelo resfriamento. No entanto, estudos de simulação que consideram o comportamento da temperatura da epiderme humana frente aos procedimentos de aquecimento e resfriamento terapêuticos e, talvez, estudos experimentais deverão ser realizados para que as conclusões sejam categóricas.

Na prática clínica, para monitorar e conhecer a distribuição da temperatura nos tecidos durante a aplicação procedimentos térmicos, é essencial que seja elaborado um modelo simplificado e preciso. O modelo unidimensional, desenvolvido no presente estudo, apresentou resultados semelhantes aos obtidos com o modelo bidimensional, o qual é mais complexo e necessita de um maior conhecimento do programa de simulação e de maior tempo

computacional. Conclui-se que o modelo unidimensional pode ser suficiente para a ánalise da transferência de calor por condução.

Segundo Brodland (2015), os modelos numéricos não substituem experimentos. No entanto, esses modelos podem demonstrar se um mecanismo proposto é ou não suficiente para reproduzir um fenômeno observado. Em geral, o objetivo de um modelo computacional é replicar o comportamento do sistema que é paralelo e fazê-lo com base em propriedades reais e conhecidas dos componentes do sistema. Outra característica importante da modelagem é a possibilidade de avaliar diferentes situações, apenas inserindo diferentes condições que possam influenciar os resultados, sem a necessidade de remontar todo o arranjo experimental (DATTA e RAKESH, 2010). Segundo Areias (2015), a simulação ajuda a melhorar o desempenho e segurança de um determinado procedimento, antes que este seja colocado em prática.

As simulações unidimensionais e bidimensionais realizadas mostraram que a simulação numérica é uma alternativa que deve ser considerada para a avaliação não invasiva do comportamento da temperatura dos tecidos biológicos frente aos procedimentos de aquecimento e resfriamento. As considerações adotadas de condição de contorno de temperatura varíavel, taxa de perfusão sanguínea e perfusão sanguínea em função da temperatura reproduzíram de forma satisfatória o fenômeno real, principalmente para a situação de aquecimento terapêutico.

5 CONCLUSÕES

Neste estudo foram apresentados os resultados de simulações numéricas das situações de neutralidade térmica, aquecimento e resfriamento. As simulações foram realizadas considerando modelos geométricos bidimensionais do joelho canino e humano. Além disso, um modelo unidimensional do joelho canino foi desenvolvido.

Os resultados encontrados mostraram que as condições de contorno possuem grande influência no comportamento da temperatura obtido com as simulações. As menores diferenças percentuais médias foram alcançadas com a condição de contorno que considerou o comportamento da temperatura da epiderme durante os procedimentos de aquecimento ou de resfriamento, 0,8% e 14,2%, respectivamente. Esse fato sugere que essa condição seja a mais apropriada para representar o processo de transferência de calor na articulação do joelho canino, durante as situações terapêuticas analisadas.

A variação dos valores de perfusão sanguínea afetou os resultados da simulação de neutralidade apenas quando a taxa de perfusão sanguínea foi considerada constante. Nessa simulação, as diferenças percentuais médias encontradas variaram de 5% a 11%. Em contrapartida, quando a taxa de perfusão sanguínea foi considerada em função da temperatura, os valores isolados de perfusão sanguínea não impactaram nos resultados. Dessa forma, todas as simulações realizadas com as combinações dos valores de perfusão sanguínea apresentaram diferença percentual média de 3%.

A taxa de perfusão sanguínea constante não obteve uma boa aproximação com os dados experimentais. Na situação de aquecimento, a simulação que adotou essa consideração apresentou diferença percentual média de 18,2%. Os melhores resultados foram obtidos quando a taxa de perfusão foi considerada em função da temperatura, representando, de forma mais fiel, a modelagem matemática proposta por Pennes. No aquecimento, a menor diferença percentual encontrada com essa consideração foi de 1,5% (simulação AC 3B).

Em todas as simulações, as menores diferenças percentuais foram encontradas quando a perfusão sanguínea também foi considerada em função da temperatura. No entanto, essa consideração foi menos impactante durante a situação de resfriamento, sugerindo que a perfusão sanguínea permanece praticamente constante nessa condição.

As simulações bidimensionais apresentaram diferenças percentuais com o experimento próximas as obtidas com a simulação unidimensional. Para a simulação do

aquecimento, os modelos bidimensional e unidimensional apresentaram diferenças percentuais médias de 1,6% e 1,0%, respectivamente. No resfriamento, a diferença percentual encontrada para o modelo bidimensional foi de 14,9%, enquanto o modelo unidimensional apresentou diferença de 9,3%. O modelo unidimensional apresenta vantagens pela simplicidade, menor gasto de tempo computacional e maior aplicabilidade para a prática clínica.

As simulações numéricas, realizadas unidimensionalmente e bidimensionalmente, mostraram-se uma alternativa válida para a avaliação não invasiva do comportamento da temperatura da articulação do joelho canino, principalmente durante a situação de aquecimento terapêutico. Ajustes deverão ser realizados para que a simulação do resfriamento represente de forma mais fiel o fenômeno analisado.

6 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Realizar simulações que adotem outro modelo matemático e comparar os resultados com os obtidos com a equação de Pennes.

Variar condutividade térmica e o metabolismo com a temperatura.

Realizar as simulações em articulações de menor diâmetro (ex. punho).

Realizar experimentos em humanos para a coleta da temperatura da epiderme e realização das simulações considerando essa condição de contorno.

Desenvolver um aplicativo para avaliação da temperatura dos tecidos internos durante os procedimentos clínicos de aquecimento e resfriamento.

REFERÊNCIAS

ABRAMSON, D. I.; TUCK, S. JR.; LEE, S.W.; RICHARDSON, G.; LEVIN, M.; BUSO, E. Comparison of wet and dry heat in raising temperature of tissues. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation,** v. 48, n. 12, p. 654-661, 1967.

AKYUZ, G.; KENIS, O. Physical Therapy Modalities and Rehabilitation Techniques in the Treatment of Neuropathic Pain. **International Journal of Physical Medicine & Rehabilitation,** v. 1, n. 4, p. 1-4, 2013.

ALBERTAZZI, Armando; SOUSA, Andre R.de. Fundamentos de Metrologia científica e industrial. Barueri. SP: Manole, 2008.

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.

ALTMAN, P. L. **Biology data book**. 2d ed. Bethesda: Federation of American Societies for Experimental Biology, 1972. 2132 p.

AMERICAN PHYSICAL THERAPY ASSOCIATION (APTA). **Today's Physical Therapist: A Comprehensive Review of a 21st-Century Health Care Profession.**Disponível em: <American Physical Therapy Association (APTA). Today's Physical Therapist: A Comprehensive Review of a 21st-Century Health Care Profession. Disponível em: <https://www.apta.org/uploadedFiles/APTAorg/Practice_and_Patient_Care/PR_and_Marketing/Market_to_Professionals/TodaysPhysicalTherapist.pdf>. Acesso em: 15 maio de 2015.

AMINI, A.N.; EBBINI, E.S.; GEORGIOU, 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.

ARCHER, C.W.; DOWTHWAITE, G. P.; FRANCIS-WEST, P. Development of Synovial Joints. **Birth Defects Research** (Part C), v. 69, p.144–155, 2003.

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.

BAATZ, S. Medical Science and Medical Informatics: the Visible Human Project, 1986–2000.**American Society for Information Science and Technology,** p. 110-117, 2004.

BEDIN, L.; BAZÁN, F. S. V. On the 2D bioheat equation with convective boundary conditions and its numerical realization via a highly accurate approach. **Applied Mathematics and Computation,**v. 236, p. 422–436, 2014.

BELITSKY, R. B.; ODAM, S. J.; HUBLEY-KOZEV, C. Evaluation of the effectiveness of wet ice, dry ice, and cryogen packs in reducing skin temperature. **Physical Therapy**, v. 67, n. 7, p. 1080-1084, 1987.

BHOWMIK, A.; SINGH, R.; REPAKA, R.; MISHRA, S. C. Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissue: A review. **Journal of Thermal Biology,** v. 38, p. 107-125, 2013.

BHOWMIK, A.; REPAKA, R.; MISHRA, S. C. Thermographic evaluation of early melanoma within the vascularized skin using combined non-Newtonian blood flow and bioheat models. **Computers in Biology and Medicine,** v. 53, p. 206–219, 2014.

BLACKBURN, T. A.; CRAIG, E. Knee anatomy: a brief review. **Physical Therapy**, v. 60, p. 1556-1560, 1980.

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.

BLEAKLEY, C.M.; COSTELLO, J. T. Do Thermal Agents Affect Range of Movement and Mechanical Properties in Soft Tissues? A Systematic Review. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** v. 94, p. 149-163, 2013.

BLEAKLEY, C. M.; DAVISON, G. W. Cryotherapy and inflammation: evidencebeyond the cardinal signs. **Physical Therapy Reviews,** v. 15, n. 6, 2010.

BOCOBO, C.; FAST, A.; KINGERY, W.; KAPLAN, M. 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.

BRINCK, H.; WERNER, J. The thermal effect of blood flow in a branching countercurrent network. Proceedings ofthe Fifth Int. Conf on Environmental Ergonomics. **The Netherlands**. Maashichr: W.A. Lotens and G. Havenith, 1992.

BUTTON, K.; IQBAL, A. S.; LETCHFORD, R. H.; van DEURSEN, R. W. M. Clinical effectiveness of knee rehabilitation techniques and implications for a self-care treatment model. **Physiotherapy**, v. 98, p. 287-299, 2012.

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 pratice**. Saunders. 3ª edição,2008.

CANAPP, D. A. Select Modalities. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 22, p. 160-165, 2007.

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

CELIK, I.B.; GHIA, U.; ROACHE, P.J.; FREITAS, C.J.; COLEMAN, H.; RAAD, P.E.Procedure for Estimation and Reporting of Uncertainty Due to Discretization in CFD Applications. **Journal of Fluids Engineering,** v. 130, p. 078001-1 - 078001-4, 2008.

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.; FOSTER, N. E.; ROSS, L. Skin temperature response to cryotherapy. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 83, p. 543-549, 2002.

CHHABRA, A.; ELLIOT, C. C.; MILLER, M. D. Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee. **Sports Medicine and Arthroscopy Review,** V. 9, P. 166-177, 2001.

CHIVERS, M. D.; HOWITT, S. D. Anatomy and physical examination of the knee menisci: a narrative review of the orthopedic literature. **The journal of the Canadian Chiropratic Association**, v. 53, n. 4, 2009.

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

CLAYTON, R.A.E; COURT-BROWN, C.M. The epidemiology of musculoskeletal tendinous and ligamentous injuries. **Injury- International Journal of the Care of the Injured,** v. 39, p. 1338-1344, 2008.

CLELAND, J.A.; FRITZ, J.M.; KULIG, K.;DAVENPORT, T. E. EBERHART, S.; MAGEL, J. et al. Comparison of the effectiveness of three manual physical therapy techniques in a subgroup of patients with low back pain who satisfy a clinical prediction rule. a randomized clinical trial. **Spine**. v. 34; p. 2720-2729, 2009.

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. **The American Journal of Sports 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.

COSTELLO, J. T.; McINERNEY, C. D.; BLEAKLEY, C. M.; DONNELLY, A. E. The useofthermalimaginginassessingskintemperaturefollowing cryotherapy:areview. **Journal of Thermal Biology,** v. 37, p. 103-110, 2012.

COUTINHO, T. S.; MATOS, J. S. S.; ARAUJO, A. R. Simulation of heat transfer in the knee joint in conditions of neutrality. In: 22nd INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, Ribeirão Preto. **Anais do COBEM 2013**. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ciências Mecânicas, 2013.

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 ain Medicine and Biology,**v.36, n.12, p.1607-1620, 1991.

CURTIS, K. A. **Physical Therapy Professional Foundations: Keys to Success in School and Career.** Slack Incorporated. 1st edition, 2002.

DAMOR, R. S.; KUMAR, S.; SHUKL, A. K. Numerical simulation of fractional bioheatequation in hyperthermia treatment.**Journal of Mechanics in Medicine and Biology,** v. 14, n. 2, p. 1450018-1- 1450018-15, 2014.

DAS, K.; MISHRA, S. C. Non-invasive estimation of size and location of a tumor in a humanbreast using a curve fitting technique. **International Communications in Heat and Mass Transfer,** v. 56, p.63-70, 2014.

DAS, K.; SINGH, R.; MISHRA, S. C. Numerical analysis for determination of the presence of a tumor and estimation of its size and location in a tissue. **Journal of Thermal Biology,** v. 38, p. 32-40, 2013.

DEAL, D. N.;TIPTON, J.; ROSENCRANCE, E.; CURL, W. W.; SMITH, T. L. Ice reduces edema. **The Journal of Bone & Joint Surgery**, v. 84A, n. 9, p. 1573-1578, 2002.

DEAR, R. J.;ARENS, E.; HUI, Z.; OGURO, M. Convective and radiative transfer coefficients for individual human body segments. **International Journal of Biometeorology,** v. 40, p. 141-156, 1997.

DEMMIK, J. H.; HELDERS, P. J. M.; HOBAEK, H.; ENWEMEKA, C. The variation of heating depth with therapeutic ultrasound frequency in physiotherapy. **Ultrasound in Medicine & Biology,** v. 29, n. 1, p. 113-118, 2003.

DENEGAR, C. R. **Modalidades terapêuticas para lesões atléticas.** São Paulo: Manole, 2003. Cap. 7: Frio e calor superficial, p. 118-145.

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

DIAO, C.; ZHU, L.; WANG, H. Cooling and rewarming for brain ischemia or injury: theoretical analysis. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 31, p. 346-353, 2003.

DILLENSEGER, J.L.; ESNEAULT, S.; GARNIER, C. FFT-based computation of the bioheat transfer equation for the HCC ultrasound surgery therapy modeling. Conference Proceedings 1, p. 2538-2541, 2008. doi:10.1109/IEMBS.2008.4649717.

DITTO, R. C. **Infuence of Externally Applied Moments and Loads on Knee Kinematics: A Cadaveric Study of Single- and Multi-Axis Loading of the Knee.** Thesis (Master of Science Degree in Bioengineering). The University of Toledo, 2013.

DOHERTY, C. B.; DOHERTY, S. D.; ROSEN, T. Thermotherapy in dermatologic infections.**Journal of the American Academy of Dermatology,** v. 62, p. 909-927, 2010.

DRAGONE, L.; HEINRICHS, K.; LEVINE, D.; TUCKER, T.; MILLIS, D. Superficial Thermal Modalities. In: MILLIS, D.; LEVINE, D. **Canine Rehabilitation and Physical Therapy.**Saunders. 2nd edition, 2014. cap 18, p. 312-317.

DRAPER, D. O.;CASTRO, J.L.; FELAND, B.; SCHULTHIES, S.; EGGETT, D.Shortware diathermy and prolonged stretching increase hamstring flexibility more than prolonged stretching alone. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 34, n. 1, p. 13-20, 2004.

DRAPER, D. O.;KNIGHT, K.; FUJIWARA, T.; CASTEL, J. C.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.

DRAPER, D. O.; HAWKES, A. R.; JOHNSON, A. W.; DIEDE, M. T.; RIGBY, J. H. Muscle heating with megapulse ii shortwave diathermy and rebound diathermy. Journal of Athletic Training, v. 48, n. 4, p. 477-482, 2013.

DRUM, M. G.; BOCKSTAHLER, B.; LEVINE, D. Feline Rehabilitation. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v. 45, p. 185-201, 2015.

DYSON, M.; POND, J. B.; JOSEPH, J.; WARWICK, R.The stimulation of tissue regeneration by means of ultrasound. **Clinical Science.** v.35, n.2, p 273-285, 1968.

ESPINOZA, H. J. G.; BUSTAMANTE, I. P.; PEREZ, S. J. M. Revisión sistemática sobreelefecto analgésico de la crioterapia en elmanejodeldolordeorigen músculo esquelético.**Revista de la Sociedad Española del Dolor,** v. 15, n. 5, p 242-252, 2010.

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.

FIORENTINI, G.; SZASZ, A. Hyperthermia today: electric energy, a new opportunity in cancer treatment. **Journal ofCancer Research and Therapeutics**. v.2, n.2, p. 41-46, 2006.

FLANDRY, F.; HOMMEL, G. Normal Anatomy and Biomechanics of the Knee.**Sports Medicine and Arthroscopy Review**, v. 19, n. 2, 2011.

FRENCH, S. D.; CAMEROM, M.; WALKER, B. F.; REGGARS, J. W.; ESTERMAN, A. J. A Cochrane review of superficial heat or cold for low back pain. **Spine.** v.31, n. 9, p. 998-1006, 2006.

FU, Z.J.; XI, Q.; LING, L.; CAO, C.Y. Numerical investigation on the effect of tumor on the thermal behavior inside the skin tissue.**International Journal of Heat and Mass Transfer**, v. 108, p. 1154–1163, 2017.

GONÇALVES, S. F.; HUEBNER, R.; ARAUJO, A. R.; PINOTTI, M.Determinação do campo de temperatura no interior do joelho canino através de um modelo numérico computacional. In: VI CONGRESSO NACIONAL DE ENGENHARIA MECÂNICA, Campina Grande. **Anais do CONEM 2010**. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ciências Mecânicas, 2010.

GLOTH, M. J.; MATESI, A. M. Physical therapy and exercise in pain management. Clinics in Geriatric Medicine, v. 17, n. 3, 2001.

GOWRISHANKAR, T. R.;STEWART, D. A.; MARTIN, G. T.; WEAVER, J. C. Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous temperature-dependent perfusion. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 3, n. 42, 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.

GUPTA, P. K.; SINGH, J.; RAI, K. N. A numerical study on heat transfer in tissues during hyperthermia. **Mathematical and Computer Modelling,** v. 57, p.1018-1037, 2013.

HABASH, R.W.Y.; BANSAL, R.; KREWSKI, D.; ALHAFID, H. T. Thermal Therapy, Part 1: An introduction to thermal therapy. **Critical Reviews in Biomedical Engineering.** v.34, n. 6, p.459-489, 2006.

HANKS, J.; LEVINE, D.; BOCKSTAHLER, B. Physical Agent modalities in physical therapy and rehabilitation of small animals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v. 45, p. 29–44, 2015.

HARTZELL, T. L.; RUBINSTEIN, R.; HERMAN, M. Therapeutic modalities - an updated review for the hand surgeon. **The Journal of Hand Surgery,** v. 37, n. 3, p. 597-621, 2012.

HASSANPOUR, S.; SABOONCHI, A. Interstitial hyperthermia treatment of countercurrent vascular tissue: A comparison of Pennes, WJ and porous media bioheat models. **Journal of Thermal Biology,** v. 46, p.47-55, 2014.

HEINRICHS, K. Superficial Thermal Modalities. In: MILLIS, D. L.; LEVINE, D.; TAYLOR, R. A. **Canine Rehabilitation & Physical Therapy.**Saunders. 2004. cap. 16.

HENDERSON, A. L.; LATIMER, C.; MILLIS, D. L. Rehabilitation and physical therapy for selected orthopedic conditions in veterinary patients.**Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v. 45, p. 91–121, 2015.

HIROKAWA, S.; YAMAMOTO, K.; KAWADAC, T. Circumferential measurement and analysis of strain distribution in the human ACL usinga photoelastic coatingmethod. **Journal of Biomechanics**,v. 34, p. 1135–1143, 2001.

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.

JANWANTANAKUL, P. The effect of quantity of ice and size of contact area on ice pack/skin interface temperature. **Physiotherapy,** v. 95, p.120-125, 2009.

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

JCGM 100. **Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement.** GUM 1995 with minor corrections. . Sèvres, France: Joint Committee For Guides In Metrology (BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML), First edition, 2008

JEON, B. J.; CHOI, H. G. Numerical analysis for the conjugate heat transfer of skin under contrast therapy. **InternationalJournal of Heat and Mass Transfer,** v. 86, p. 388-396, 2015.

JIANG, S. C.; MA, N.; LI, H. J.; ZHANG, X. X. Effects os thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. **Burns**, v. 28, p. 713-717, 2002.

JOUKAR, A.; NAMMAKIE, E.; NIROOMAND-OSCUII, H. A comparativestudyofthermaleffectsof3typesoflaserineye: 3D simulation withbioheatequation. **Journal of Thermal Biology,** v. 49-50, p. 74–81, 2015.

KHANAFER, K.; VAFAI, K. Synthesis of Mathematical Models Representing Bioheat Transport. In: MINKOWYCZ, W., J., SPARROW, E., M., ABRAHAM, J., P. **Advances in Numerical Heat Transfer.** Boca Raton, 2009, pp. 1-28.

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.; HARDAKER, N.; HOBBS, S.; SELFE, J.Cooling efficiency of 4 common cryotherapeutic agents. **Journal of Athletic Training**. v.42, n.3, p.343-348, 2007.

KHANDAY, M.A; HUSSAIN, F. Explicit formulaof finite differencemethodtoestimatehuman peripheraltissuetemperaturesduringexposuretoseverecoldstress. **Journal of Thermal Biology,** v. 48, p. 51–55, 2015.

KIRKMAN, M. A.; SMITH, M. Therapeutic hypothermia and acute brain injury.**Anaesthesia and Intensive Care Medicine,** v. 15, n. 4, p.171-175, 2014.

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

KNIGHT, C.A.; RUTLEDGE, C. R.; COX, M. E.; ACOSTA, M.; HALL, S. J. Effect of superficial heat, deep heat, and active exercise warm-up on the extensibility of the plantar flexors. **Physical Therapy .** v.81, n.6, p. 1206-1214, 2001.

KNIGHT, K.L. **Cryotherapy in sport injury management. 1**st ed. Champaign: Human Kineties, 1995. 301p.

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

LEHMANN, J. F.; SILVERMAN, D.R.; BAUM, B.A.; KIRK, N.L.; JOHNSTON, V.C. Temperaure distributions in the human thigh, produced by infrared, hot pack and microware applications. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation,** p. 291-299, 1966.

LEVINE, D.; MILLIS, D. L.; MARCELLIN-LITTLE, D.; TAYLOR, R. **Reabilitação e Fisioterapia na Pratica de Pequenos Animais**. 1a ed. Editora Rocca, São Paulo: S.P., 2008. 280p.

LEVINE, D.; MILLIS, D. L.; MARCELLIN-LITTLE, D.; TAYLOR, R. Rehabilitation and Physical Therapy.**Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v.35, p. xiii–xiv, 2005.

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.

LIN, Y. et al. Investigation of factors affecting hypothermic pelvic tissue cooling using bio-heat simulation based on MRI-segmented anatomic models. **Computer Methods and Programs in Biomedicine.** v. 122, p. 76-88, 2015

LIU, E. H.; SAIDEL, G. M.; HARASAKI, H. Model analysis of tissue responses to transient and chronic heating. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 31, n. 8, p. 1007-1014. 2003.

LIU, J; CHEN, X.; XU, L. X. New thermal wave aspects on burn evaluation of skin subjected to instantaneous heating. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 46, n. 4, p. 420-428, Apr. 1999.

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

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

MACIEL, A. **A biomechanics-based articulation model for medical applications.** Ph.D. Thesis. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2005.

MAITLAND, G.D.**Peripheral Manipulation**, 2ªed. Butterworth, Boston, 1977.

MAJEWSKI, M.; SUSANNE, H.; KLAUS, S. Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. **The Knee**, v. 13, p. 184 – 188, 2006.

MALISKA, C. R. **Transferência de calor e mecânica dos fluidos computacional.**2ª edição. Rio de Janeiro: LTC Editora, 2004.

MARCELLIN-LITTLE, D. J.; DOYLE, N. D.; PYKE, J. F. Physical rehabilitationafter total jointarthroplasty in companionanimals. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v. 45, p. 145-164, 2015.

MARTIN, S. S.;SPINDLER, K.P.; TARTER, J.W.; DETWILER, K.; PETERSEN, H.A. 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.

MATA, H. T. C. **Estudo Biomecânico da Articulação do Joelho.** Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica). Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2009.

MCGUIRE, D.; HENDRICKS, S. D. Incidences of Frostbite in Arthroscopic Knee Surgery Postoperative Cryotherapy Rehabilitation. **Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery,**v. 22, n. 10, p. 1141.e1-1141.e6, 2006.

MEJIAS, C. P.; CAÑADAS, J. M. Respuesta fisiológicadeltejidoconjuntivode músculosy tendones trasla aplicacióndelosagentes físicos. **Fisioterapia,** v. 30, n. 6, p. 279-285, 2008.

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

MICHLOVITZ, S. L. **Thermal agents in rehabilitation**. 3nd ed. Philadelphia: FA Davis; 1996.

MILLIS, D. L.; CIUPERCA, I. A. Evidence for caninerehabilitation and physicaltherapy.**Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v. 45, p.1–27, 2015.

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

MOREIRA, D.; RUSSO, A. F. **Cinesiologia Clínica e Funcional.** São Paulo: Editora Atheneu, 2005.

MYRER, J. W.; DRAPER, D. O.; DURRANT, E. Contrast therapy and intramuscular temperature in the human leg. **Journal of Athletic Training**, v. 29, p. 318-322, 1994.

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.

NADLER, S. F.; PRYBICIEN, M.; MALANGA, G. A.; SICHER, D.Complications from therapeutic modalities: results of a national survey of athletic trainers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,** v. 84, p. 849-853, 2003.

NAKANO, J.; YAMABAYASHI, C.; SCOTT, A.; REID, D. The effect of heat applied with stretch to increase range of motion: A systematic review. **Physical Therapy in Sport,** v. 13, p. 180-188, 2012.

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.

NARASIMHAN, A.; JHA, K.K. Bio-heat transfer simulation of retinal laser irradiation.**International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering,** v. 28, p. 547-559, 2012.

NG, E.Y.K.; OOI, E.H. FEM simulation of the eye structure with bioheat analysis. **Computer Methods and Programs in Biomedicine,** v. 82, p. 268-276, 2006.

NG, E. Y. K.; TAN, H. M.; OOI, E. H. Boundary element method with bioheat equation for skin burn injury. **Burns,** v. 35, p. 987–997, 2009.

NÓBREGA, S. COELHO, P. J. A parametric study of thermal therapy of skin tissue. **Journal of Thermal Biology**, v. 63, p. 92–103, 2017.

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

PARK, J.; HYUN,J.K.; SEO,J. The effectiveness of digital infrared thermographic imaging in patients with shoulder impingement syndrome, **Journal of Shoulder and Elbow Surgery,**v. 16, p. 548–554, 2007.

PARKER, D. L. SMITH, V.; SHELDON, P.; CROOKS, L. E.; FUSSELL, L.Temperature distribution measurements in two-dimensional NMR imaging. **Medical Physics**, v. 10, n. 3, p. 321-325, May 1983.

PAUL, A.; NARASIMHAN, A.; KAHLEN, F.; DAS, S. Temperature evolution in tissues embedded with large blood vessels during photo-thermal heating. **Journal of Thermal Biology,** v. 41, p. 77-87, 2014.

PAULEKAS, R.; HAUSSLER, K, K. Principles and practice of therapeutic exercise for horses**. Journal of Equine Veterinary Science**, v. 29, n. 12, p. 870-893, 2009.

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.

PETROFSKY, J.; PALUSOB, D.; ANDERSONB, D.; SWANB, K.; YIMA, J. E.; MURUGESANA, V. The contribution of skin blood flow in warming the skin after the application of local heat; the duality of the Pennes heat equation. **Medical Engineering & Physics,** v. 33, p. 325–329, 2011.

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

RASHKOVSKA, A.; TROBEC, R., K; AVBELJ, V.; VESELKO, M. Knee temperatures measured in vivo after arthroscopic ACL reconstruction followed by cryotherapy with gel-packs or computer controlled heat extraction. **Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy,** v. 22, n. 9, p. 2048-2056,2013.

RASHKOVSKA, A.; TROBEC, R, K; DEPOLI, M; KOSEC, G. 3-D Numerical simulation of heat transfer in biomedical applications. **Heat Transfer Phenomena and Applications,** v. 29, n. 12, p. 99-152, 2009. Disponível em: <http://cdn.intechopen.com/pdfs-wm/40353.pdf>. Acesso em: 13 de agosto de 2014.

REIS, R. F.; LOUREIRO, F. S.; LOBOSCO, M. Solução Numérica Paralela de um Modelo de Biotransferência de CalorTridimensional Não Linear. In: XI SIMPÓSIO DE MECÂNICA COMPUTACIONAL, Juiz de Fora. **Anais do SIMMEC/EMMCOMP 2014**. Juiz de Fora: Associação Brasileira de Mecânica Computacional, 2014.

RITTER, P. L.; GONZÁLEZ, V. M.; LAURENT, D. D.; LORIG, K. R. Measurement of pain using the visual numeric scale. The Journal of Rheumatology, v. 33, n. 3, p. 574-580, 2006.

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.

RODRIGUES, D. B.; PEREIRA, P. J. S.; LIMÃO-VIEIRA, P.; STAUFFERB, P.R.; MACCARINIB, P.F. Study of the one dimensional and transient bioheat transfer equation: multi-layer solution development and applications.**International Journal of Heat and Mass Transfer.**v. 1, n. 62, p. 153–162, 2013.

ROEMER, R. B. Engineering aspects of hyperthermia therapy. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 1, p. 347-376, 1999.

RUBINSKY, B. Heat transfer during cryopreservation by perfusion through the vascular system, **Cryobiology,** v. 24, p. 537-541, 1987.

SAIDEL, G. M.; DAVIES, C. R.; LIU, E. H.; HARASAKI, H. Temperature and perfusion responses of muscle and lung tissue during chronic heating *in vivo*. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 39, p. 126-133, 2001.

SILVA, F. S.; FRANÇA, A. S.; PINOTTI, M. One-dimensional simulation of heating and cooling of canine knee joints. In: 21nd INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, Natal. **Anais do COBEM 2011**. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ciências Mecânicas, 2011a.

SILVA, F. S.; FRANÇA, A. S.; PINOTTI, M. Two-dimensional simulation of the temperature profilesin a canine knee joint during therapeutic heating and cooling. In: 21nd INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, Natal. **Anais do COBEM 2011**. Rio de Janeiro: Associação Brasileira de Ciências Mecânicas, 2011.

SILVA, F. S. **Simulação da transferência de calor na articulação do joelho em modelo animal para condições de aquecimento e resfriamento.** Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica). Universidade Federal de Minas Gerais. Departamento de Engenharia Mecânica, 2011.

SILVA, J. D.; LYRA, P. R. M.; LIMA, R. C. F. Análise computacional do dano térmico no olho humano portador de um melanoma de coroide quando submetido à termoterapia transpupilar a laser. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica,** v. 29, n. 1, p. 57-69, 2013.

SIMS, C.; WALDRON, R.; MARCELLIN-LITTLE, D. J. Rehabilitation and physical therapy for the neurologic veterinary patient. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice,** v. 45, n. 1, p. 123-143, 2015.

SHI, J.; CHEN, Z.; SHI, M. Simulation of heat transfer of biological tissue during cryosurgery based on vascular trees. **Applied Thermal Engineering,** v. 29, p. 1792–1798, 2009.

SHITZER, A.; EBERHART, R. C. **Heat transfer in medicine and biology.** Analysis and applications. New York: Plenum Press, 1985. v. 2, 429 p.

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

SINGH, S.; KUMAR, S. Numerical study on triple layer skin tissue freezing using dual phase lag bio-heat model. **International Journal of Thermal Sciences**, v. 86, p. 12-20, 2014.

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

STARKEY, C. **Therapeutic Modalities**.F.A. Davis Company.4th Edition, 2013..

STEC, B.; DOBROWOLSKI, A.; SUSEK, W. Multifrequency microwave thermograph for biomedical applications. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 51, n. 3, p. 548-551, 2004.

STEISS, J. E.; LEVINE, D. Physical Agent Modalities. **Veterinary Clinics: Small Animal Practice,** v. 35, p. 1317–1333, 2005.

STOCKS J. M.;TAYLOR, N. A.; TIPTON, M. J.; GREENLEAF, J. E.Human physiological responses to cold exposure. **Aviation, Space andEnvironmental Medicine**, v. 75, n.5, p. 444 –57, 2004.

STROHER, G.R; STROHER, G.L. Numerical thermal analysis of skin tissue using parabolic and hyperbolic approaches. **International Communications in Heat and Mass Transfer,** v. 57, p. 193-199, 2014.

TAYLOR, B. F.; WARING, C. A.; BRASHEAR, T. A. The effects of therapeutic application of heat or cold followed by static stretch on hamstring muscle length. **Journal of Orthopeadic & Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 5, p. 283-286, 1995.

TEIXEIRA, G. G. D. **Confiabilidade metrológica em termografia aplicada em sistemas elétricos.** Dissertação (mestrado em Engenharia Mecânica). Universidade Federal de Minas Gerais. Departamento de Engenharia Mecânica, 2012.

TEIXEIRA, G. M.; KESSLER, M. P.; MALISKA, C. R. **Fontes de erro: identificar, quantificar e reduzir a intervalos aceitáveis.** Disponível em: <http://www.esss.com.br/blog/wp-content/uploads/2009/09/ESSS_Artigo_Tecnico_21.pdf>. Acesso em: 4 de maio de 2015.

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. **Corpo humano: fundamentos de anatomia e fisiologia. Artmed.** 8ª edição, 2012.

TORVI, D. A.; DALE, J. D. A finite element model of skin subjected to a flash fire. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 116, p. 250-255, 1994.

TROBEC, R.; STERK, M.; ALMAWED, S.; VESELKO, M.Computer simulation of topical knee cooling. **Computers in Biology and Medicine.** v.38, p.1076-1083, 2008.

TZOU, D. Y. Experimental evidence for the temperature waves around a rapidly propagating crack tip. **ASME Journal of Heat Transfer**, v. 114, p. 1042–1045, 1992.

ULLOA, F. J.; LEVINE, D. Agentes físicos superficiales y dolor. Análisis de su eficacia a la luz de la evidencia científica. **Revista de la sociedad española del dolor,** v. 16, n. 3, p. 182–189, 2009.

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

Van MIDDELKOOP, M.; Van LINSCHOTEN, R.; BERGER, M.Y.; KOES, B. W.; BIERMA-ZEINSTR, S. M. A. Knee complaints seen in general practice: active sport participants versus non-sport participants. **BMC Musculoskeletal Disorders,** v.9, n. 36, 2008.

VANLANDINGHAM, S. C.; KURZ, M. C.; WANG, H. E. Thermodynamic aspects of therapeutic hypothermia. **Resuscitation,** v. 86, p. 67–73, 2015.

VERCO, L. J.; HOCKINGS, L. E. Therapeutic hypothermia for brain injury. **Anaesthesia and Intensive Care Medicine,** v. 14, n. 9, p.371-374, 2013.

VERSTEEG, H. K. E MALALASEKERA, W. **An introduction to computational fluid dynamics –The finite volume method**.Prentice Hall. Second Edition, 2007.

XIAO, J.; HE; Z.; YANG, Y.; CHEN, B.; DENG, Z.; LIU, J. Investigation on three-dimensional temperature field of human knee considering anatomical structure. International Journal of Heat and Mass Transfer, v. 54, p. 1851-1860, 2011.

XUE, X.; HE, Z. Z.; LIU, J. Computationalstudyofthermaleffectsoflargebloodvessels in humankneejoint. **Computers in Biology and Medicine,** v. 43, p. 63–72, 2013.

WARREN, T. A;McCARTY, E.C.; RICHARDSON, A.L.; MICHENER, T.; SPINDLER, K.P.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.

WEINBAUM, S., JIJI, L., LEMONS, D.E. Theory and experiment for the effect of vascular microstructure on surface tissue heat transfer—part I: anatomical foundation and model conceptualization**. Journal of Biomechanical Engineering,** v. 106, p. 321–330, 1984.

WERNER, J.; BUSE, M. Temperature profiles with respect to inhomogeneity and geometry of the human body. **Journal of Applied Physiology,** v. 65. p. 1110-1118, 1988.

WINTERS, E.; DOTY, S.; NEWELL, S.Thermaleffectsonbovine-tendon elasticity:implicationsforprovocativeelongationtechniques. **Journal of Sport Rehabilitation.** v. 15, n. 1, p. 24-32, 2006.

WULFF, W. The energy conservation equation for living tissue. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, v. 21, p. 494–497, 1974.

YENG, L.T.;STUMP, P.; KAZIYAMA, H. H. S.; TEIXEIRA, M. J.; IMAMURA, M.; GREVE, J. M. A. Medicina física e reabilitação em doentes com dor crônica. **Revista de Medicina.** v. 80, p. 245-255, 2001.

ZHANG, W; MOSKOWITZ, R. W.; NUKI, G.; ABRAMSON, S.; ALTMAN, R. D.; ARDEN, N. 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.

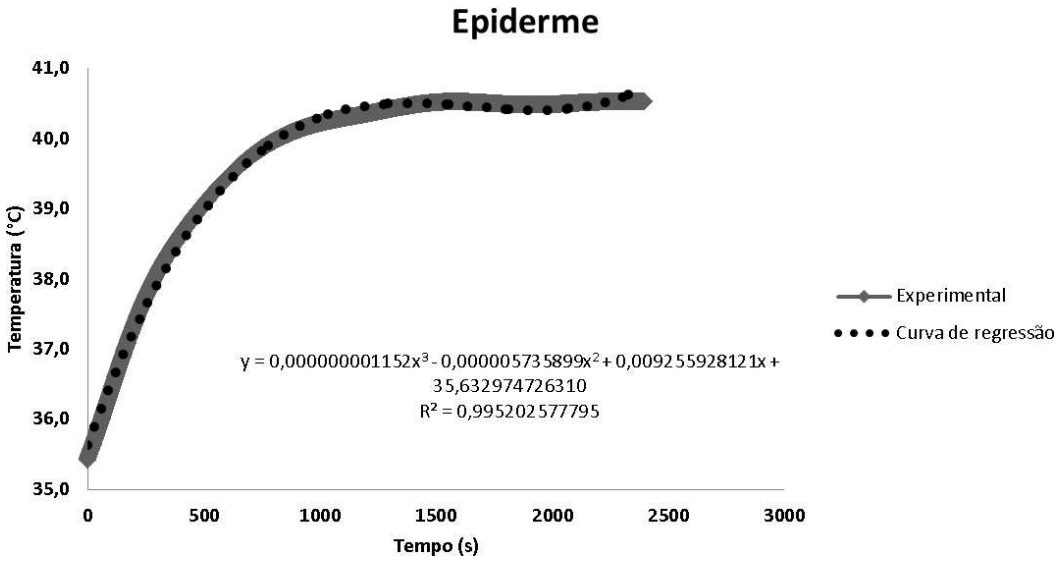
ZOLFAGHARI, A.; MAEREFAT, M. A new predictive index for evaluating both thermal sensation and thermal response of the human body. **Building and Environment,** v. 46, p.855-862, 2011.

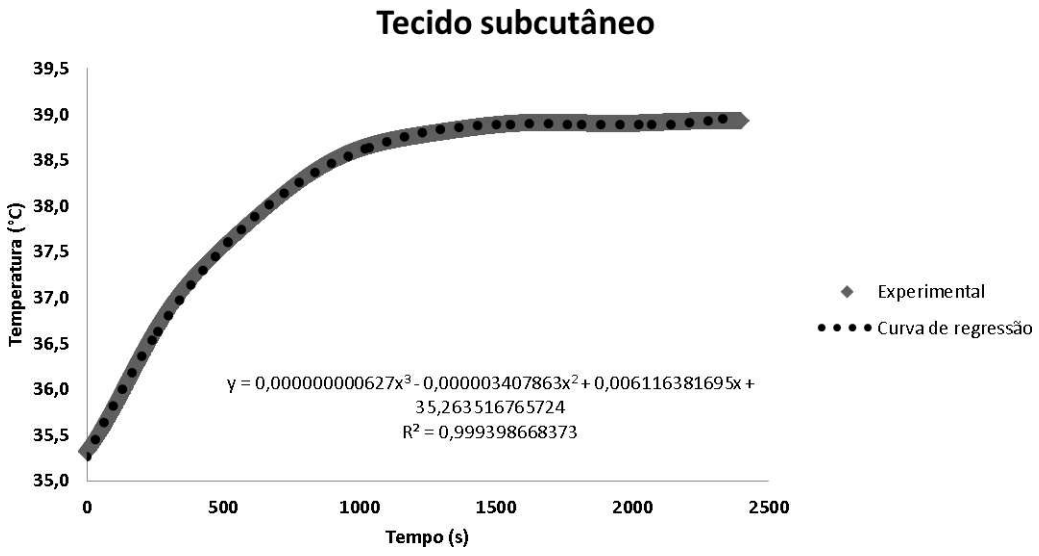
ZOLFAGHARI, A.; MAEREFAT, M. Bioheat transfer. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/developments-in-heat-transfer/bioheat-transfer>. Acesso em: 11 março de 2015.

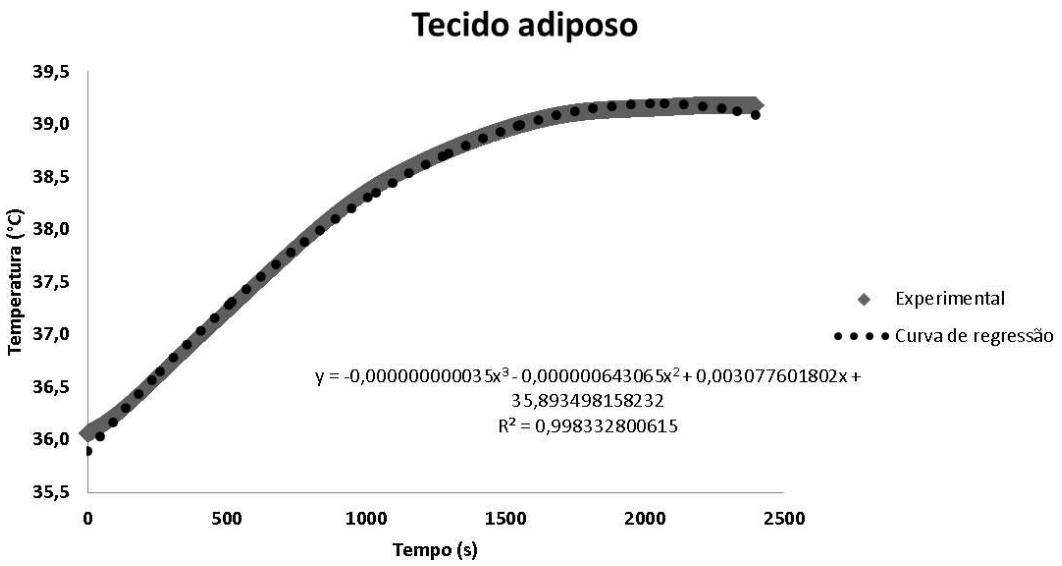
APÊNDICES

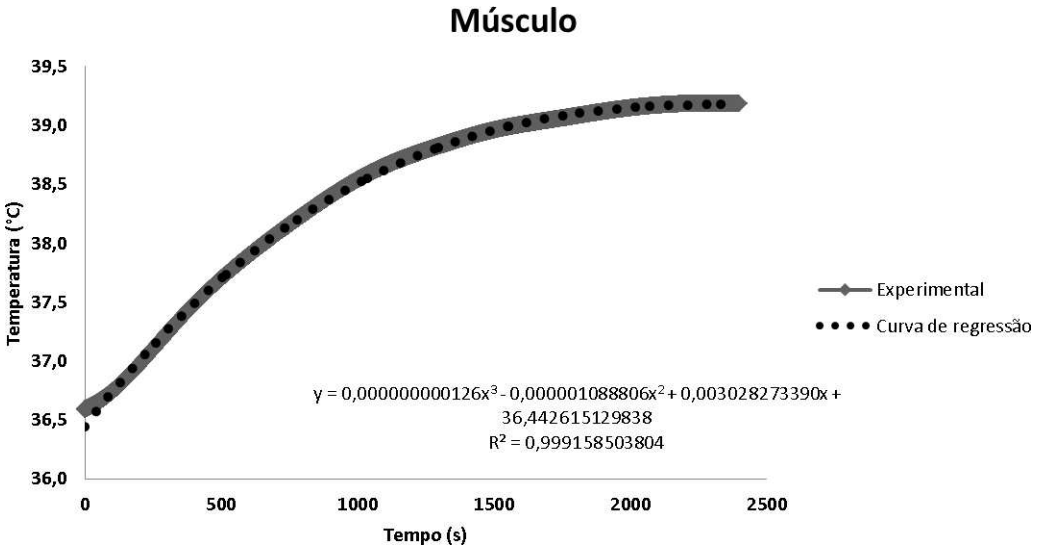
ApêndiceA - Resultados das regressões para o processo de aquecimento articular

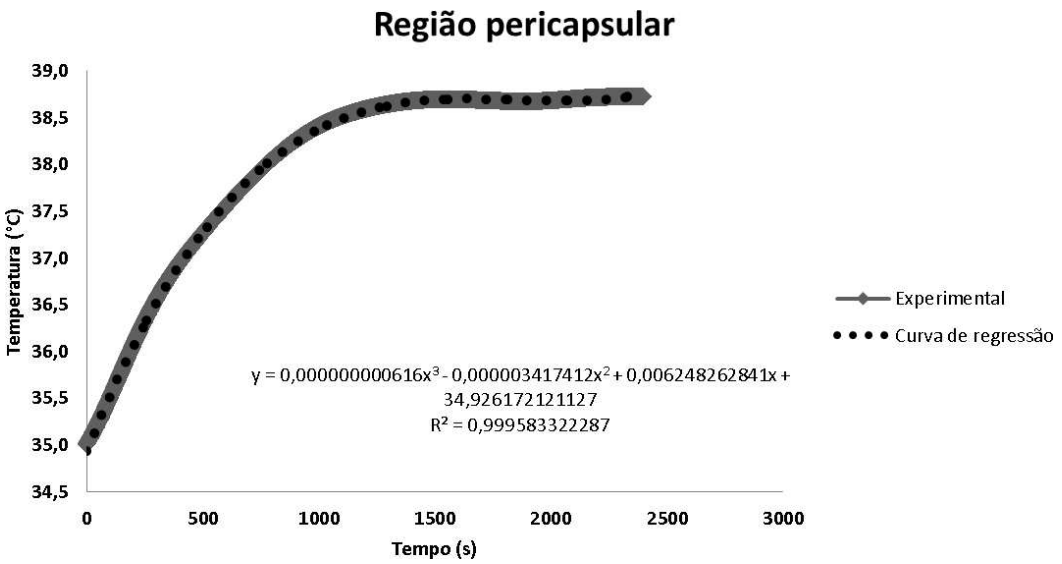
Resultados das regressões dos dados para o processo de aquecimento articular utilizando-seequações exponenciais de terceira ordem para os valores de temperaturada epiderme, subcutâneo, tecido adiposo, músculo, região pericapsular e meio intra-articular.

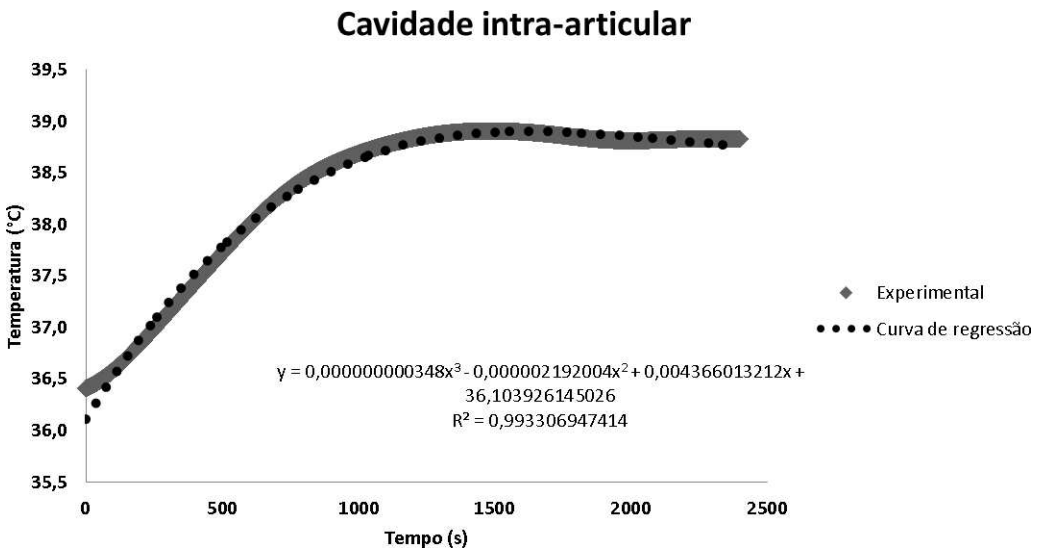





Tecido adiposo
Temperatura (°C)
39,5
39,0
38,5
38,0
37,5
37,0
36,5
36,0
35,5
0
500
1000
1500
2000
2500
Tempo (s)
Experimental
Curva de regressão
y = -0,000000000035x³ - 0,000000643065x² + 0,003077601802x + 35,893498158232
R² = 0,998332800615

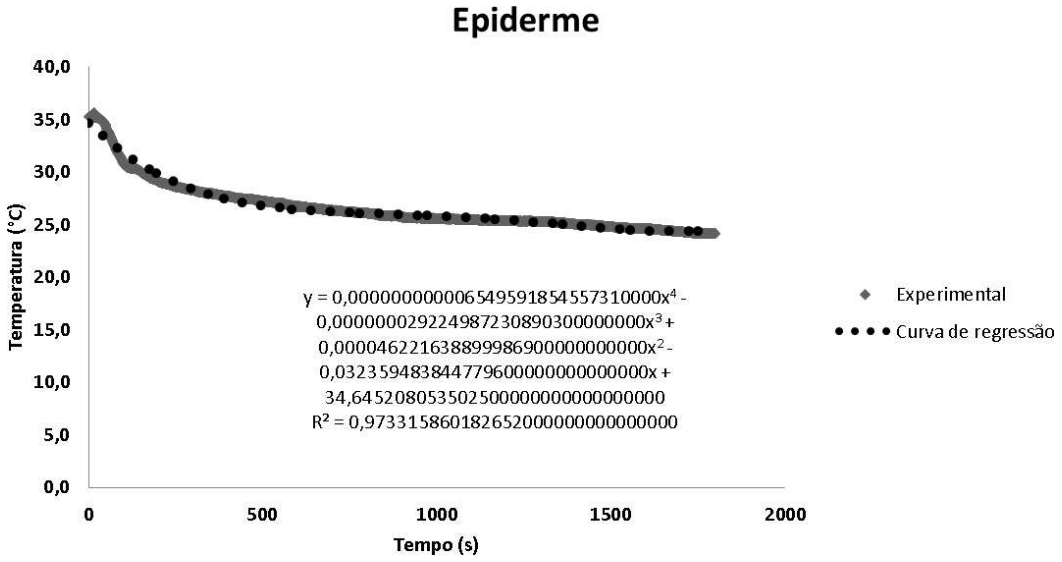

Músculo
Temperatura (°C)
39,5
39,0
38,5
38,0
37,5
37,0
36,5
36,0
0
500
1000
1500
2000
2500
Tempo (s)
Experimental
Curva de regressão
y = 0,000000000126x³ - 0,000001088806x² + 0,003028273390x + 36,442615129838
R² = 0,999158503804

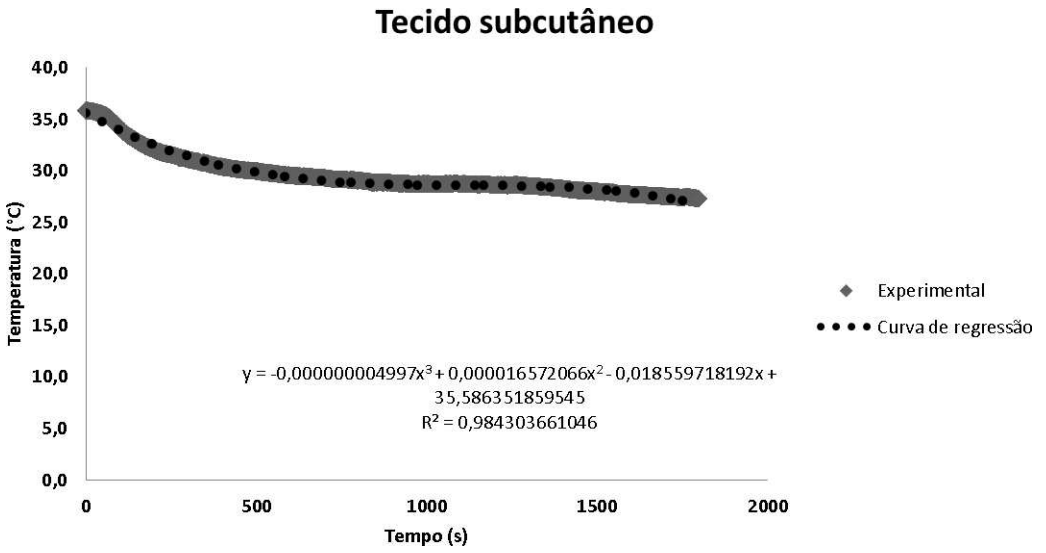

Região pericapsular
Temperatura (°C)
39,0
38,5
38,0
37,5
37,0
36,5
36,0
35,5
35,0
34,5
0
500
1000
1500
2000
2500
3000
Tempo (s)
y = 0,000000000616x³ - 0,000003417412x² + 0,006248262841x + 34,926172121127
R² = 0,999583322287
Experimental
Curva de regressão

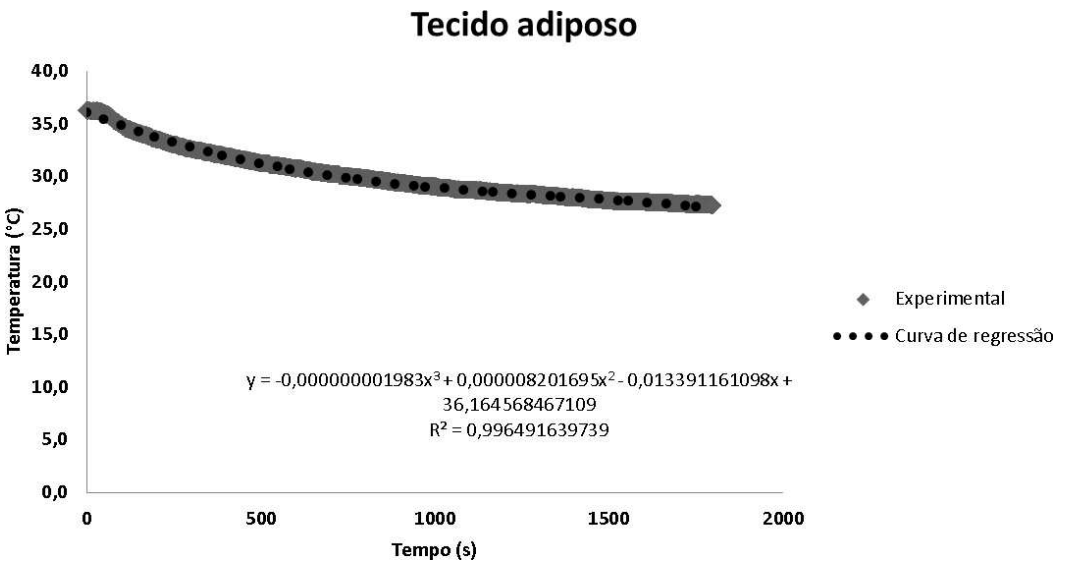

Cavidade intra-articular
Temperatura (°C)
39,5
39,0
38,5
38,0
37,5
37,0
36,5
36,0
35,5
0
500
1000
1500
2000
2500
Tempo (s)
y = 0,000000000348x³ - 0,000002192004x² + 0,004366013212x + 36,103926145026
R² = 0,993306947414
Experimental
Curva de regressão

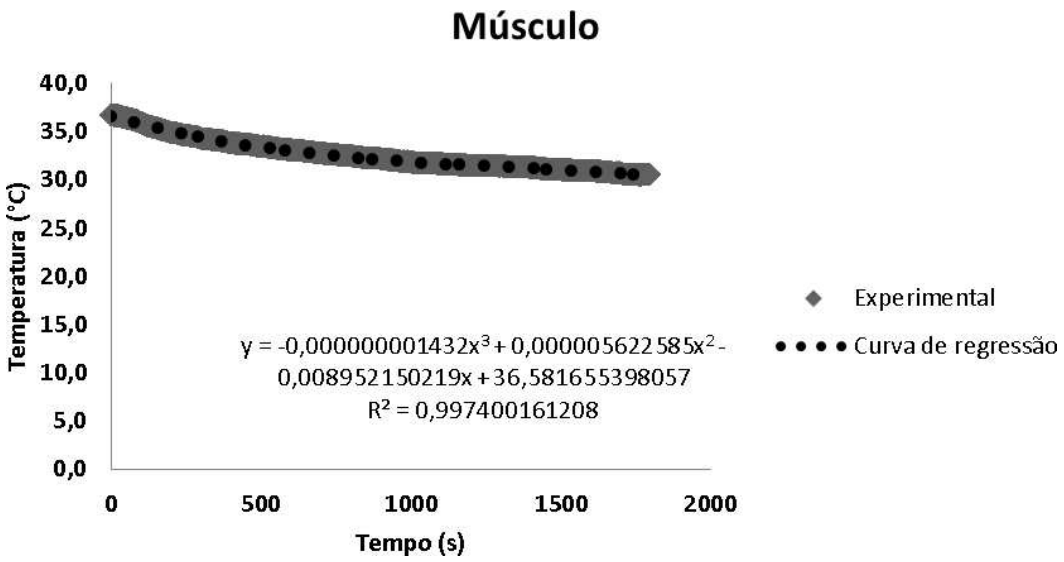
ApêndiceB - Resultados das regressões para o processo de resfriamento articular

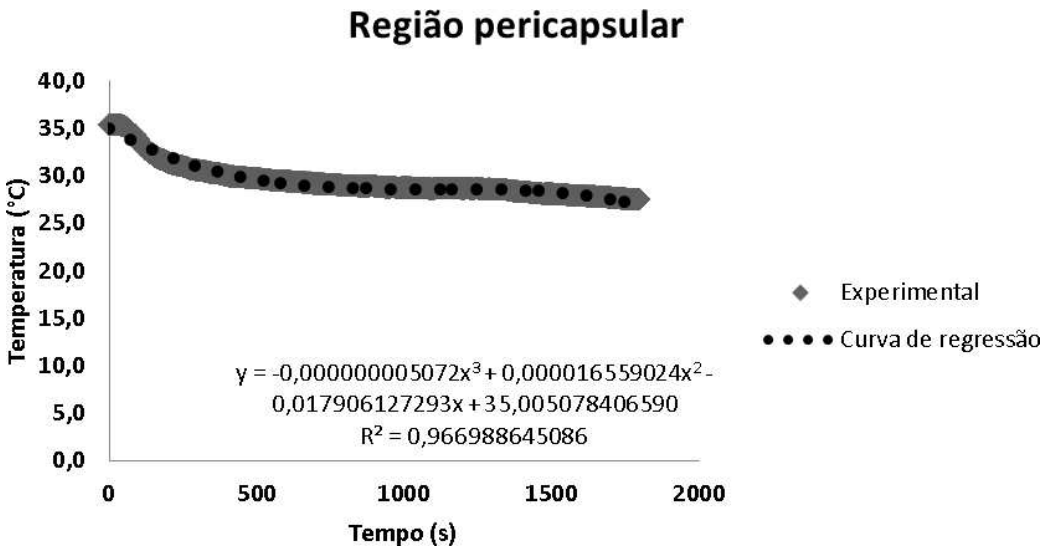
Resultados das regressões dos dados experimentais para o processo de resfriamento articular utilizando-seequações exponenciais de terceira ordem para os valores de temperatura da epiderme, subcutâneo, tecido adiposo, músculo, região pericapsular e cavidade intra-articular.

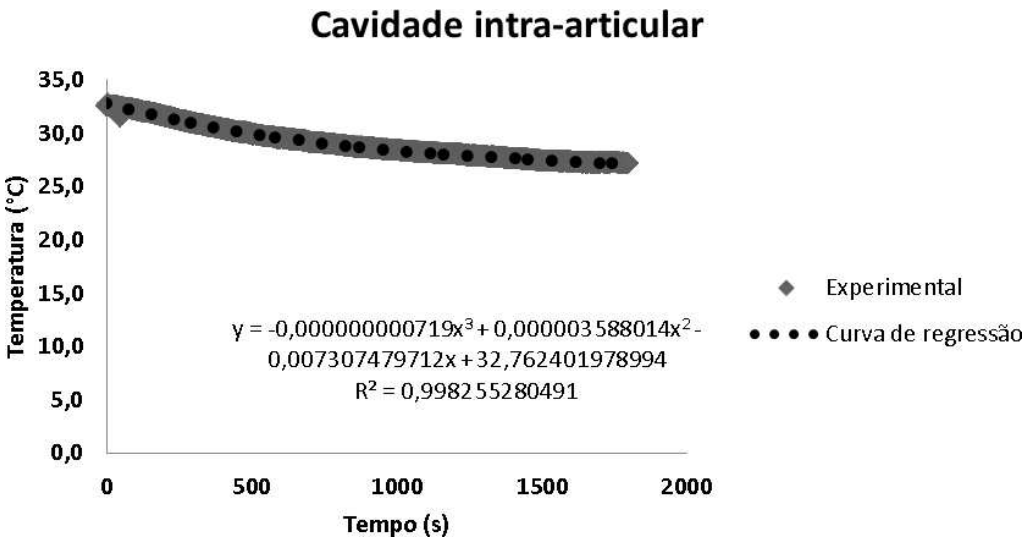





Tecido adiposo
Temperatura (°C)
40,0
35,0
30,0
25,0
20,0
15,0
10,0
5,0
0,0
0
500
1000
1500
2000
Tempo (s)
y = -0,000000001983x³ + 0,000008201695x² - 0,013391161098x + 36,164568467109
R² = 0,996491639739
Experimental
Curva de regressão


Músculo
Temperatura (°C)
40,0
35,0
30,0
25,0
20,0
15,0
10,0
5,0
0,0
0
500
1000
1500
2000
Tempo (s)
y = -0,000000001432x³ + 0,000005622585x² - 0,008952150219x + 36,581655398057
R² = 0,997400161208
Experimental
Curva de regressão


Região pericapsular
Temperatura (°C)
40,0
35,0
30,0
25,0
20,0
15,0
10,0
5,0
0,0
0
500
1000
1500
2000
Tempo (s)
y = -0,000000005072x³ + 0,000016559024x² - 0,017906127293x + 35,005078406590
R² = 0,966988645086
Experimental
Curva de regressão


Cavidade intra-articular
Temperatura (°C)
35,0
30,0
25,0
20,0
15,0
10,0
5,0
0,0
0
500
1000
1500
2000
Tempo (s)
y = -0,000000000719x³ + 0,000003588014x² - 0,007307479712x + 32,762401978994
R² = 0,998255280491
Experimental
Curva de regressão

ApêndiceC–Programa desenvolvido para a solução do problema unidimensional de aquecimento da articulação do joelho canino

```
File:Fe_colocarnoDOC2_aque.EES 31/08/2017 19:06:16 Page 1
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
1:
2: Procedure fispar(passo_t; r_med_osso; r_med_sinovial; r_med_capsula; r_med_muscular; r_med_adiposo;
r_med_subcutaneo; r_med_epiderme;Tempo; T_inicial_osso; T_inicial_sinovial; T_inicial_capsula;
T_inicial_muscular;
T_inicial_adiposo; T_inicial_subcutaneo; T_inicial_epiderme; Raio_Joelho; N_nos; R_epiderme; R_adiposo;
R_subcutaneo
; R_muscular; R_osso; R_sinovial; R_capsula; k_epiderme; k_adiposo; k_subcutaneo; k_muscular; k_osso;k_sinovial
;k_capsula; RHO_epiderme; RHO_adiposo; RHO_subcutaneo; RHO_muscular;
RHO_osso;RHO_sinovial;RHO_capsula;
cp_epiderme; cp_adiposo; cp_subcutaneo; cp_muscular; cp_osso; cp_sinovial; cp_capsula; T_sup; met_epiderme;
met_osso; met_sinovial; met_capsula; met_muscular; met_adiposo; met_subcutaneo; Cs: temp2; temp_osso;
temp_sinovial; temp_capsula; temp_muscular; temp_adiposo; temp_subcutaneo; temp_epiderme)
3:
4: $Arrays Off
5:
6: DELTA_t := round(Tempo/passo_t)
7: DELTA_r := Raio_Joelho/N_nos
8: i:=0
9: Repeat
10: r[i] = DELTA_r*i
11: If (r[i]<=R_osso) Then
12: k[i]:=k_osso
13: RHO[i]:=RHO_osso
14: cp[i]:=cp_osso
15: T[i;0]:=T_inicial_osso
16: C_trob[i] := (9,6/100000000)
17: q_met[i] := met_osso
18: Else
19: If (r[i]>R_osso) and (r[i]<=R_sinovial) Then
20: k[i]:=k_sinovial
21: RHO[i]:=RHO_sinovial
22: cp[i]:=cp_sinovial
23: T[i;0]=T_inicial_sinovial
24: C_trob[i] := (9,6/10000000)
25: q_met[i] := met_sinovial
26: Else
27: If (r[i]>R_sinovial) and (r[i]<=R_capsula) Then
28: k[i]:=k_capsula
29: RHO[i]:=RHO_capsula
30: cp[i]:=cp_capsula
31: T[i;0]=T_inicial_capsula
32: C_trob[i] := (9,6/10000000)
33: q_met[i] := met_capsula
34: Else
35: If (r[i]>R_capsula) and (r[i]<=R_muscular) Then
36: k[i]:=k_muscular
37: RHO[i]:=RHO_muscular
38: cp[i]:=cp_muscular
39: T[i;0]=T_inicial_muscular
40: C_trob[i] := (9,6/10000000)
41: q_met[i] := met_muscular
42: Else
43: If (r[i]>R_muscular) and (r[i]<=R_adiposo) Then
44: k[i]:=k_adiposo
45: RHO[i]:=RHO_adiposo
```

```
46: cp[i]:=cp_adiposo
47: T[i;0]=T_inicial_adiposo
48: C_trob[i] := (9,6/10000000)
49: q_met[i] := met_adiposo
50: Else
51: If (r[i]>R_adiposo) and (r[i]<=R_subcutaneo) Then
52: k[i]:=k_subcutaneo
53: RHO[i]:=RHO_subcutaneo
54: cp[i]:=cp_subcutaneo
File:Fe_colocarnoDOC2_aque.EES 31/08/2017 19:06:16 Page 2
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
55: T[i;0]=T_inicial_subcutaneo
56: C_trob[i] := (9,6/10000000)
57: q_met[i] := met_subcutaneo
58: Else
59: If (r[i]>R_subcutaneo) and (r[i]<=R_epiderme) Then
60: k[i]:=k_epiderme
61: RHO[i]:=RHO_epiderme
62: cp[i]:=cp_epiderme
63: T[i;0]=T_inicial_epiderme
64: C_trob[i] := (9,6/10000000)
65: q_met[i] := met_epiderme
66: Endif
67: Endif
68: Endif
69: Endif
70: Endif
71: Endif
72: Endif
73: alpha[i]=k[i]/(RHO[i]*cp[i])
74: i:=i+1
75: Until(i>N_nos)
76: j:=0
77: Repeat
78: T[N_nos;j]=(0,000000001152*((j*passo_t)^3))-
(0,000005735899*((j*passo_t)^2))+(0,009255928121*(j*passo_t))+35
,632974726310
79: j:=j+1
80: Until(j>DELTA_t)
81: j:=0
82: Repeat
83: i:=1
84: Repeat
85: Tx := T[i;j]
86: Temp := 38,1[C] - Tx
87: PTN := C_trob[i]*exp(0,1875*Tx)
88: T[i;j+1] := T[i;j] + (alpha[i]*passo_t/(r[i]*DELTA_r^2))*(((r[i]+r[i-1])/2)*T[i-1;j]-
2*r[i]*T[i;j]+((r[i+1]+r[i])/2)*T[i+1;j]) +
(passo_t/(RHO[i]*cp[i]))*(q_met[i]+(PTN*Cs*Temp))
89: i:=i+1
90: Until(i=N_nos)
91: j:=j+1
92: T[0;j]:=T[1;j]
93: Until(j=DELTA_t)
94: temp2:=T[0;DELTA_t]
95: i:=0
96: Repeat
97: T_aj[i]=T[i;DELTA_t]
98: i:=i+1
99: Until(i>N_nos)
100: temp_osso := average(T_aj[0..r_med_osso])
101: temp_sinovial := average(T_aj[r_med_osso..r_med_sinovial])
102: temp_capsula := average(T_aj[r_med_sinovial..r_med_capsula])
```

```
103: temp_muscular := average(T_aj[r_med_capsula..r_med_muscular])
104: temp_adiposo := average(T_aj[r_med_muscular..r_med_adiposo])
105: temp_subcutaneo := average(T_aj[r_med_adiposo..r_med_subcutaneo])
106: temp_epiderme := average(T_aj[r_med_subcutaneo..r_med_epiderme])
107: DELTA_1 := round(20*N_nos/20)
108: DELTA_2 := round(19*N_nos/20)
109: DELTA_3 := round(18*N_nos/20)
110: DELTA_4 := round(17*N_nos/20)
111: DELTA_5 := round(15,5*N_nos/20)
112: DELTA_6 := round(15,25*N_nos/20)
File:Fe_colocarnoDOC2_aque.EES 31/08/2017 19:06:16 Page 3
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
113: DELTA_7 := round(14*N_nos/20)
114: DELTA_8 := round(13*N_nos/20)
115: DELTA_9 := round(12*N_nos/20)
116: DELTA_10 := round(11*N_nos/20)
117: DELTA_11 := round(10*N_nos/20)
118: DELTA_12 := round(9*N_nos/20)
119: DELTA_13:= round(8*N_nos/20)
120: DELTA_14 := round(7*N_nos/20)
121: DELTA_15 := round(6,5*N_nos/20)
122: DELTA_16 := round(5*N_nos/20)
123: DELTA_17 := round(4*N_nos/20)
124: DELTA_18 := round(3*N_nos/20)
125: DELTA_19 := round(2*N_nos/20)
126: DELTA_20 := round(1*N_nos/20)
127: j:=0
128: Repeat
129: T_a1[j]=T[DELTA_1;j]
130: T_a2[j]=T[DELTA_2;j]
131: T_a3[j]=T[DELTA_3;j]
132: T_a4[j]=T[DELTA_4;j]
133: T_a5[j]=T[DELTA_5;j]
134: T_a6[j]=T[DELTA_6;j]
135: T_a7[j]=T[DELTA_7;j]
136: T_a8[j]=T[DELTA_8;j]
137: T_a9[j]=T[DELTA_9;j]
138: T_a10[j]=T[DELTA_10;j]
139: T_a11[j]=T[DELTA_11;j]
140: T_a12[j]=T[DELTA_12;j]
141: T_a13[j]=T[DELTA_13;j]
142: T_a14[j]=T[DELTA_14;j]
143: T_a15[j]=T[DELTA_15;j]
144: T_a16[j]=T[DELTA_16;j]
145: T_a17[j]=T[DELTA_17;j]
146: T_a18[j]=T[DELTA_18;j]
147: T_a19[j]=T[DELTA_19;j]
148: T_a20[j]=T[DELTA_20;j]
149: T_a0[j]:=T[0;j]
150: A$[j]:=string$(j)
151: j:=j+1
152: Until(j>DELTA_t)
153: $Export /C /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
A$[0..4800]
154: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a1[0..4800]:A
155: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a2[0..4800]:A
156: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
```

T_a3[0..4800]:A
157: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a4[0..4800]:A
158: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a5[0..4800]:A
159: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
File:Fe_colocarnoDOC2_aque.EES 31/08/2017 19:06:16 Page 4
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
T_a6[0..4800]:A
160: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a7[0..4800]:A
161: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a8[0..4800]:A
162: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a9[0..4800]:A
163: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a10[0..4800]:A
164: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a11[0..4800]:A
165: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a12[0..4800]:A
166: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a13[0..4800]:A
167: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a14[0..4800]:A
168: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a15[0..4800]:A
169: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a16[0..4800]:A
170: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a17[0..4800]:A
171: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a18[0..4800]:A
172: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a19[0..4800]:A
173: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a20[0..4800]:A
174: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Aquecimento_Unidimensional\Temperatura_aquecimento.csv'
T_a0[0..4800]:A
175: End
176:
177:
178:
179: passo_t=0,5[s]
180: Tempo=2400[s]

```
181: T_inicial_osso=37,1[C]
182: T_inicial_sinovial=37,1[C]
183: T_inicial_capsula=35,2[C]
184: T_inicial_muscular=36,5[C]
185: T_inicial_adiposo=36,1[C]
186: T_inicial_subcutaneo=35,5[C]
187: T_inicial_epiderme=34,9[C]
188: T_sup = 45[C]
File:Fe_colocarnoDOC2_aque.EES 31/08/2017 19:06:16 Page 5
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
189: Raio_Joelho=R_epiderme
190: N_nos=80[]
191: R_epiderme=R_subcutaneo+0,00008[m]
192: R_subcutaneo=0,0424[m]
193: R_adiposo=0,0334[m]
194: R_muscular=0,0321[m]
195: R_capsula=0,0221[m]
196: R_sinovial=0,0172[m]
197: R_osso=0,013[m]
198: k_epiderme=0,228[W/m-C]
199: k_subcutaneo=0,464[W/m-C]
200: k_adiposo=0,203[W/m-C]
201: k_muscular=0,529[W/m-C]
202: k_capsula=0,498[W/m-C]
203: k_sinovial=0,610[W/m-C]
204: k_osso=0,735[W/m-C]
205: RHO_epiderme=1200[kg/m^3]
206: RHO_subcutaneo=1200[kg/m^3]
207: RHO_adiposo=937[kg/m^3]
208: RHO_muscular=1097[kg/m^3]
209: RHO_capsula=1051[kg/m^3]
210: RHO_sinovial=1000[kg/m^3]
211: RHO_osso=1585[kg/m^3]
212: cp_epiderme=3593[J/kg-C]
213: cp_subcutaneo=3365[J/kg-C]
214: cp_adiposo=2678[J/kg-C]
215: cp_muscular=3684[J/kg-C]
216: cp_capsula=3500[J/kg-C]
217: cp_sinovial=4190[J/kg-C]
218: cp_osso=1785[J/kg-C]
219: Cs=4028000 [J/m^3-C]
220: met_epiderme=0[W/m^3]
221: met_subcutaneo=200[W/m^3]
222: met_adiposo=3,9[W/m^3]
223: met_muscular=716[W/m^3]
224: met_capsula=0[W/m^3]
225: met_sinovial=0[W/m^3]
226: met_osso=368,3[W/m^3]
227: DELTA_r = Raio_Joelho/N_nos
228: r_med_osso = round(R_osso/DELTA_r)
229: r_med_sinovial = round(R_sinovial/DELTA_r)
230: r_med_capsula = round(R_capsula/DELTA_r)
231: r_med_muscular = round(R_muscular/DELTA_r)
232: r_med_adiposo = round(R_adiposo/DELTA_r)
233: r_med_subcutaneo = round(R_subcutaneo/DELTA_r)
234: r_med_epiderme = round(R_epiderme/DELTA_r)
235:
236: Call fispar(passo_t; r_med_osso; r_med_sinovial; r_med_capsula; r_med_muscular; r_med_adiposo;
r_med_subcutaneo;
r_med_epiderme;Tempo; T_inicial_osso; T_inicial_sinovial; T_inicial_capsula; T_inicial_muscular;
T_inicial_adiposo;
T_inicial_subcutaneo; T_inicial_epiderme; Raio_Joelho; N_nos; R_epiderme; R_adiposo; R_subcutaneo;
R_muscular;
```

R_osso; R_sinovial; R_capsula; k_epiderme; k_adiposo; k_subcutaneo; k_muscular; k_osso;k_sinovial;k_capsula;
RHO_epiderme; RHO_adiposo; RHO_subcutaneo; RHO_muscular; RHO_osso;RHO_sinovial;RHO_capsula; cp_epiderme;
cp_adiposo; cp_subcutaneo; cp_muscular; cp_osso; cp_sinovial; cp_capsula; T_sup; met_epiderme; met_osso;
met_sinovial; met_capsula; met_muscular; met_adiposo; met_subcutaneo; Cs: temp2; temp_osso; temp_sinovial;
temp_capsula; temp_muscular; temp_adiposo; temp_subcutaneo; temp_epiderme)

ApêndiceD–Programa desenvolvido para a solução do problema unidimensional de resfriamento da articulação do joelho canino

```
File:Fe_colocarnoDOC2_resf.EES 31/08/2017 19:04:46 Page 1
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
1:
2: Procedure fispar(passo_t; r_med_osso; r_med_sinovial; r_med_capsula; r_med_muscular; r_med_adiposo;
r_med_subcutaneo; r_med_epiderme;Tempo; T_inicial_osso; T_inicial_sinovial; T_inicial_capsula;
T_inicial_muscular;
T_inicial_adiposo; T_inicial_subcutaneo; T_inicial_epiderme; Raio_Joelho; N_nos; R_epiderme; R_adiposo;
R_subcutaneo
; R_muscular; R_osso; R_sinovial; R_capsula; k_epiderme; k_adiposo; k_subcutaneo; k_muscular; k_osso;k_sinovial
;k_capsula; RHO_epiderme; RHO_adiposo; RHO_subcutaneo; RHO_muscular;
RHO_osso;RHO_sinovial;RHO_capsula;
cp_epiderme; cp_adiposo; cp_subcutaneo; cp_muscular; cp_osso; cp_sinovial; cp_capsula; T_sup; met_epiderme;
met_osso; met_sinovial; met_capsula; met_muscular; met_adiposo; met_subcutaneo; Cs: temp2; temp_osso;
temp_sinovial; temp_capsula; temp_muscular; temp_adiposo; temp_subcutaneo; temp_epiderme)
3:
4: $Arrays Off
5:
6: DELTA_t := round(Tempo/passo_t)
7: DELTA_r := Raio_Joelho/N_nos
8: i:=0
9: Repeat
10: r[i] = DELTA_r*i
11: If (r[i]<=R_osso) Then
12: k[i]:=k_osso
13: RHO[i]:=RHO_osso
14: cp[i]:=cp_osso
15: T[i;0]:=T_inicial_osso
16: C_trob[i] := (9,6/100000000)
17: q_met[i] := met_osso
18: Else
19: If (r[i]>R_osso) and (r[i]<=R_sinovial) Then
20: k[i]:=k_sinovial
21: RHO[i]:=RHO_sinovial
22: cp[i]:=cp_sinovial
23: T[i;0]=T_inicial_sinovial
24: C_trob[i] := (9,6/10000000)
25: q_met[i] := met_sinovial
26: Else
27: If (r[i]>R_sinovial) and (r[i]<=R_capsula) Then
28: k[i]:=k_capsula
29: RHO[i]:=RHO_capsula
30: cp[i]:=cp_capsula
31: T[i;0]=T_inicial_capsula
32: C_trob[i] := (9,6/10000000)
33: q_met[i] := met_capsula
34: Else
35: If (r[i]>R_capsula) and (r[i]<=R_muscular) Then
36: k[i]:=k_muscular
37: RHO[i]:=RHO_muscular
38: cp[i]:=cp_muscular
39: T[i;0]=T_inicial_muscular
40: C_trob[i] := (9,6/10000000)
41: q_met[i] := met_muscular
42: Else
43: If (r[i]>R_muscular) and (r[i]<=R_adiposo) Then
44: k[i]:=k_adiposo
45: RHO[i]:=RHO_adiposo
```

```
46: cp[i]:=cp_adiposo
47: T[i;0]=T_inicial_adiposo
48: C_trob[i] := (9,6/10000000)
49: q_met[i] := met_adiposo
50: Else
51: If (r[i]>R_adiposo) and (r[i]<=R_subcutaneo) Then
52: k[i]:=k_subcutaneo
53: RHO[i]:=RHO_subcutaneo
54: cp[i]:=cp_subcutaneo
File:Fe_colocarnoDOC2_resf.EES 31/08/2017 19:04:46 Page 2
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
55: T[i;0]=T_inicial_subcutaneo
56: C_trob[i] := (9,6/10000000)
57: q_met[i] := met_subcutaneo
58: Else
59: If (r[i]>R_subcutaneo) and (r[i]<=R_epiderme) Then
60: k[i]:=k_epiderme
61: RHO[i]:=RHO_epiderme
62: cp[i]:=cp_epiderme
63: T[i;0]=T_inicial_epiderme
64: C_trob[i] := (9,6/10000000)
65: q_met[i] := met_epiderme
66: Endif
67: Endif
68: Endif
69: Endif
70: Endif
71: Endif
72: Endif
73: alpha[i]=k[i]/(RHO[i]*cp[i])
74: i:=i+1
75: Until(i>N_nos)
76: j:=0
77: Repeat
78: T[N_nos;j]=((6,74e-12)*((j*passo_t)^4))-((3,01e-8)*((j*passo_t)^3))+((4,8e-5)*((j*passo_t)^2))-((3,33e-
2)*((j*passo_t)))
+34,35
79: j:=j+1
80: Until(j>DELTA_t)
81: j:=0
82: Repeat
83: i:=1
84: Repeat
85: Tx := T[i;j]
86: Temp := 38,1[C] - Tx
87: PTN := C_trob[i]*exp(0,1875*Tx)
88: T[i;j+1] := T[i;j] + (alpha[i]*passo_t/(r[i]*DELTA_r^2))*(((r[i]+r[i-1])/2)*T[i-1;j]-
2*r[i]*T[i;j]+((r[i+1]+r[i])/2)*T[i+1;j]) +
(passo_t/(RHO[i]*cp[i]))*(q_met[i]+(PTN*Cs*Temp))
89: i:=i+1
90: Until(i=N_nos)
91: j:=j+1
92: T[0;j]:=T[1;j]
93: Until(j=DELTA_t)
94: temp2:=T[0;DELTA_t]
95: i:=0
96: Repeat
97: T_aj[i]=T[i;DELTA_t]
98: i:=i+1
99: Until(i>N_nos)
100: temp_osso := average(T_aj[0..r_med_osso])
101: temp_sinovial := average(T_aj[r_med_osso..r_med_sinovial])
102: temp_capsula := average(T_aj[r_med_sinovial..r_med_capsula])
```

```
103: temp_muscular := average(T_aj[r_med_capsula..r_med_muscular])
104: temp_adiposo := average(T_aj[r_med_muscular..r_med_adiposo])
105: temp_subcutaneo := average(T_aj[r_med_adiposo..r_med_subcutaneo])
106: temp_epiderme := average(T_aj[r_med_subcutaneo..r_med_epiderme])
107: DELTA_1 := round(20*N_nos/20)
108: DELTA_2 := round(19*N_nos/20)
109: DELTA_3 := round(18*N_nos/20)
110: DELTA_4 := round(17*N_nos/20)
111: DELTA_5 := round(15,5*N_nos/20)
112: DELTA_6 := round(15,25*N_nos/20)
File:Fe_colocarnoDOC2_resf.EES 31/08/2017 19:04:46 Page 3
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
113: DELTA_7 := round(14*N_nos/20)
114: DELTA_8 := round(13*N_nos/20)
115: DELTA_9 := round(12*N_nos/20)
116: DELTA_10 := round(11*N_nos/20)
117: DELTA_11 := round(10*N_nos/20)
118: DELTA_12 := round(9*N_nos/20)
119: DELTA_13:= round(8*N_nos/20)
120: DELTA_14 := round(7*N_nos/20)
121: DELTA_15 := round(6,5*N_nos/20)
122: DELTA_16 := round(5*N_nos/20)
123: DELTA_17 := round(4*N_nos/20)
124: DELTA_18 := round(3*N_nos/20)
125: DELTA_19 := round(2*N_nos/20)
126: DELTA_20 := round(1*N_nos/20)
127: j:=0
128: Repeat
129: T_a1[j]=T[DELTA_1;j]
130: T_a2[j]=T[DELTA_2;j]
131: T_a3[j]=T[DELTA_3;j]
132: T_a4[j]=T[DELTA_4;j]
133: T_a5[j]=T[DELTA_5;j]
134: T_a6[j]=T[DELTA_6;j]
135: T_a7[j]=T[DELTA_7;j]
136: T_a8[j]=T[DELTA_8;j]
137: T_a9[j]=T[DELTA_9;j]
138: T_a10[j]=T[DELTA_10;j]
139: T_a11[j]=T[DELTA_11;j]
140: T_a12[j]=T[DELTA_12;j]
141: T_a13[j]=T[DELTA_13;j]
142: T_a14[j]=T[DELTA_14;j]
143: T_a15[j]=T[DELTA_15;j]
144: T_a16[j]=T[DELTA_16;j]
145: T_a17[j]=T[DELTA_17;j]
146: T_a18[j]=T[DELTA_18;j]
147: T_a19[j]=T[DELTA_19;j]
148: T_a20[j]=T[DELTA_20;j]
149: T_a0[j]:=T[0;j]
150: A$[j]:=string$(j)
151: j:=j+1
152: Until(j>DELTA_t)
153: $Export /C /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv' A$[0..3600]
154: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv' T_a1[0..3600]:A
155: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv' T_a2[0..3600]:A
156: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv' T_a3[0..3600]:A
157: $Export /A /Q /H
'C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv' T_a4[0..3600]:A
158: $Export /A /Q /H
```

‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a5[0..3600]:A
159: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a6[0..3600]:A
160: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a7[0..3600]:A
161: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a8[0..3600]:A
162: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a9[0..3600]:A
File:Fe_colocarnoDOC2_resf.EES 31/08/2017 19:04:46 Page 4
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
163: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a10[0..3600]:A
164: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a11[0..3600]:A
165: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a12[0..3600]:A
166: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a13[0..3600]:A
167: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a14[0..3600]:A
168: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a15[0..3600]:A
169: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a16[0..3600]:A
170: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a17[0..3600]:A
171: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a18[0..3600]:A
172: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a19[0..3600]:A
173: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a20[0..3600]:A
174: $Export /A /Q /H
‘C:\Users\Fernanda\UFMG\Resfriamento_Unidimensional\Temperatura_resfriamento.csv’ T_a0[0..3600]:A
175: End
176:
177:
178:
179: passo_t=0,5[s]
180: Tempo=1800[s]
181: T_inicial_osso=37,1[C]
182: T_inicial_sinovial=37,1[C]
183: T_inicial_capsula=35,2[C]
184: T_inicial_muscular=36,5[C]
185: T_inicial_adiposo=36,1[C]
186: T_inicial_subcutaneo=35,5[C]
187: T_inicial_epiderme=34,9[C]
188: T_sup = 45[C]
189: Raio_Joelho=R_epiderme
190: N_nos=80[]
191: R_epiderme=R_subcutaneo+0,00008[m]
192: R_subcutaneo=0,0424[m]
193: R_adiposo=0,0334[m]
194: R_muscular=0,0321[m]
195: R_capsula=0,0221[m]
196: R_sinovial=0,0172[m]
197: R_osso=0,013[m]
198: k_epiderme=0,228[W/m-C]
199: k_subcutaneo=0,464[W/m-C]
200: k_adiposo=0,203[W/m-C]
201: k_muscular=0,529[W/m-C]
202: k_capsula=0,498[W/m-C]

203: k_sinovial=0,610[W/m-C]
204: k_osso=0,735[W/m-C]
205: RHO_epiderme=1200[kg/m^3]
206: RHO_subcutaneo=1200[kg/m^3]
207: RHO_adiposo=937[kg/m^3]
208: RHO_muscular=1097[kg/m^3]
209: RHO_capsula=1051[kg/m^3]
210: RHO_sinovial=1000[kg/m^3]
File:Fe_colocarnoDOC2_resf.EES 31/08/2017 19:04:46 Page 5
EES Ver. 10.104: #1220: For use by Students and Faculty at Fundacao Christiano Ottoni
211: RHO_osso=1585[kg/m^3]
212: cp_epiderme=3593[J/kg-C]
213: cp_subcutaneo=3365[J/kg-C]
214: cp_adiposo=2678[J/kg-C]
215: cp_muscular=3684[J/kg-C]
216: cp_capsula=3500[J/kg-C]
217: cp_sinovial=4190[J/kg-C]
218: cp_osso=1785[J/kg-C]
219: Cs=4028000 [J/m^3-C]
220: met_epiderme=0[W/m^3]
221: met_subcutaneo=200[W/m^3]
222: met_adiposo=3,9[W/m^3]
223: met_muscular=716[W/m^3]
224: met_capsula=0[W/m^3]
225: met_sinovial=0[W/m^3]
226: met_osso=368,3[W/m^3]
227: DELTA_r = Raio_Joelho/N_nos
228: r_med_osso = round(R_osso/DELTA_r)
229: r_med_sinovial = round(R_sinovial/DELTA_r)
230: r_med_capsula = round(R_capsula/DELTA_r)
231: r_med_muscular = round(R_muscular/DELTA_r)
232: r_med_adiposo = round(R_adiposo/DELTA_r)
233: r_med_subcutaneo = round(R_subcutaneo/DELTA_r)
234: r_med_epiderme = round(R_epiderme/DELTA_r)
235:
236: Call fispar(passo_t; r_med_osso; r_med_sinovial; r_med_capsula; r_med_muscular; r_med_adiposo; r_med_subcutaneo;
r_med_epiderme;Tempo; T_inicial_osso; T_inicial_sinovial; T_inicial_capsula; T_inicial_muscular; T_inicial_adiposo;
T_inicial_subcutaneo; T_inicial_epiderme; Raio_Joelho; N_nos; R_epiderme; R_adiposo; R_subcutaneo; R_muscular;
R_osso; R_sinovial; R_capsula; k_epiderme; k_adiposo; k_subcutaneo; k_muscular; k_osso;k_sinovial;k_capsula;
RHO_epiderme; RHO_adiposo; RHO_subcutaneo; RHO_muscular; RHO_osso;RHO_sinovial;RHO_capsula; cp_epiderme;
cp_adiposo; cp_subcutaneo; cp_muscular; cp_osso; cp_sinovial; cp_capsula; T_sup; met_epiderme; met_osso;
met_sinovial; met_capsula; met_muscular; met_adiposo; met_subcutaneo; Cs: temp2; temp_osso; temp_sinovial;
temp_capsula; temp_muscular; temp_adiposo; temp_subcutaneo; temp_epiderme)