



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

TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM ARTICULAÇÕES
SINOVIAIS DURANTE PROCESSOS DE AQUECIMENTO E
RESFRIAMENTO ARTICULAR.
UM ESTUDO PILOTO

ANGÉLICA RODRIGUES DE ARAÚJO

Belo Horizonte, 10 de março de 2006.

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

Angélica Rodrigues de Araújo

**TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM ARTICULAÇÕES
SINOVIAIS DURANTE PROCESSOS DE AQUECIMENTO E
RESFRIAMENTO ARTICULAR.
UM ESTUDO PILOTO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Calor e Fluidos

Orientador: Prof. Marcos Pinotti Barbosa

(Universidade Federal de Minas Gerais)

Co-orientador: Prof. Rafael Resende Faleiros

(Universidade Federal de Minas Gerais)

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2006



Universidade Federal de Minas Gerais
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 - Belo Horizonte – MG
Tel.: +55 31 3499-5145 - Fax.: +55 31 3443-3783
www.demec.ufmg.br - E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**TRANSFERÊNCIA DE CALOR EM ARTICULAÇÕES
SINOVIAIS DURANTE PROCESSOS DE AQUECIMENTO E
RESFRIAMENTO ARTICULAR.
UM ESTUDO PILOTO**

ANGÉLICA RODRIGUES DE ARAÚJO

Dissertação defendida e aprovada em 10, de março de 2006, pela Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "Mestre em Engenharia Mecânica", na área de concentração de "Calor e Fluidos".

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa (UFMG) – Orientador

Prof. Dr. Rafael Resende Faleiro (UFMG) – Co-orientador

Prof. Dr. Nivaldo Antônio Parizotto (UFSCAR) – Examinador

Prof. Dr. Rudolf Huebner (PUC- MG) – Examinador

Prof. Dr. Ricardo Utsch (UFMG) – Examinador

*“When you can measure what you are speaking about and
express it in numbers, you know something about it...”*

Lord Kelvin
Popular Lectures and Addresses
1891 – 1894

À Deus, por sempre iluminar o meu caminho e me confortar nos
momentos de dificuldade.

Ao meu marido Alexandre, por seu amor, paciência, apoio e
compreensão enquanto eu perseguia o meu ideal.

Ao meu orientador Prof. Marcos Pinotti, por acreditar que este
trabalho seria possível.

AGRADECIMENTOS

Ao longo dessa minha caminhada tive a sorte de encontrar diversas pessoas que me apoiaram e, de maneiras diferentes, muito contribuíram para que este trabalho pudesse ser conduzido e concluído, dentre essas:

Meus pais e minhas irmãs, que apesar da minha ausência, estavam sempre presentes comigo.

Carlos, que me conferia tranquilidade e serenidade para que eu pudesse continuar a minha busca.

O Prof. Rafael Faleiros, que gentilmente me recebeu e muito me auxiliou em todas as etapas do projeto.

Baity e Cyril, que deixaram seus finais de semana para que o protocolo experimental pudesse ser realizado.

Newton e Hebert, que não mediram esforços para disponibilizar a termocâmara para o experimento.

O Prof. Fonte Boa, que se mostrou incondicionalmente disponível em me ajudar nas análises dos dados.

O Prof. Utsch, que também me auxiliou nas análises e interpretações dos resultados.

Thiago, que embarcou comigo na construção do “aquecedor”.

Fabiana, que mais uma vez mostrou ser mais que uma grande amiga.

Ana Luisa, Cris, Margo e tia Lela, pela força e colaboração constantes.

Luzia, por ter agüentado tanto papel espalhado pela casa.

Adriana, Aline, Ludmila, Tio Jú e meu sogro pelo apoio final, mas fundamental.

Porém, muito mais são os nomes que aqui deveriam estar citados e serem homenageados; mas peço desculpas àqueles que, por falhas da memória, não foram lembrados nesse momento. A estas pessoas digo que com certeza vocês também estão em meu coração e têm a minha eterna gratidão.

RESUMO

A fisioterapia tem como objetivos principais a prevenção e o tratamento das lesões e disfunções que ameaçam a liberdade de movimento e a realização de atividades funcionais. Para reabilitar seus pacientes, o fisioterapeuta conta com uma ampla variedade de recursos, dentre eles, os agentes termoterápicos e crioterápicos. Para que os efeitos terapêuticos desses recursos ocorram é necessário que a temperatura do tecido ou da estrutura alvo varie dentro de uma determinada faixa de amplitude. O resfriamento e o aquecimento excessivos podem produzir efeitos deletérios, incluindo morte celular e necrose tecidual, assim como variações da temperatura aquém do limiar terapêutico poderão resultar em um tratamento de caráter sub-clínico. A monitorização da temperatura tecidual durante os procedimentos térmicos é um ponto importante para a segurança e eficácia dessas terapêuticas. Este estudo piloto teve por objetivo mensurar as variações da temperatura em camadas teciduais superficiais e profundas do joelho de um cão, a fim de realizar uma primeira análise do processo de transferência de calor em articulações sinoviais *in vivo*, considerando os aspectos físicos e fisiológicos inerentes a tal fenômeno. Duas bolsas térmicas e duas compressas de gelo foram utilizadas respectivamente, como fontes de aquecimento e resfriamento da articulação. Esses recursos foram aplicados por um período de 30 minutos, sobre a superfície cutânea da articulação do joelho. A temperatura da pele, da região subcutânea, pericapsular e do meio intra-articular foram medidas antes e durante a aplicação dos recursos térmicos por meio de termopares tipo K classe especial. O campo térmico da superfície cutânea foi monitorado antes e após a aplicação de cada um dos recursos utilizando-se uma termocâmara. A temperatura retal foi monitorada por meio de um termômetro de mercúrio e um termopar com as mesmas especificações dos anteriores. A temperatura da pele e das regiões subcutânea, pericapsular e intra-articular aumentaram durante a aplicação das bolsas térmicas, atingindo os valores máximos após cerca de 20 a 30 minutos do início do aquecimento. A variação média da temperatura para essas regiões foi $5,7^{\circ}\text{C} \pm 2,2^{\circ}\text{C}$. A magnitude da variação e o comportamento da temperatura foram diferentes para cada uma das camadas avaliadas. Equações exponenciais decrescentes de primeira e segunda ordens representaram bem os perfis da temperatura durante o processo de aquecimento e possibilitaram o desenvolvimento de uma relação entre a temperatura da pele com a do meio intra-articular. De forma semelhante, as compressas de gelo também causaram variação da temperatura de todas as camadas teciduais da articulação,

com magnitudes de queda e perfis de temperatura também diferentes entre as camadas. O processo de resfriamento mostrou ser mais complexo do que o de aquecimento, não podendo ser representado pelas mesmas equações utilizadas para o processo de aquecimento. Conclui-se que as bolsas térmicas e as compressas de gelo são recursos capazes de induzir a variações na temperatura da articulação do joelho do cão e que o processo de transferência de calor nas articulações é um fenômeno complexo com características distintas para o aquecimento e resfriamento.

Palavras Chaves: calor superficial; crioterapia; transferência de calor.

ABSTRACT

Physiotherapy aims the prevention and the treatment of injuries and dysfunction that threaten the freedom of movement and the accomplishment of functional activities. To rehabilitate his patients, the physiotherapist counts on an ample variety of resources, amongst them, the thermotherapy and cryotherapy agents. To occur the therapeutical effect of these resources it is necessary that the temperature of the tissue and of the main structure varies inside a established amplitude. The extreme cooling and heating can produce deleterious effects, including cellular death and tecidual necrosis, as well as variations of the temperature below the therapeutical threshold will be able to result in a sub-clinic treatment. The tissue's temperature monitorizing during the thermal procedures is an important point for the security and effectiveness of these therapeutic. The aim of this pilot study was to measure the variations of the temperature in superficial and deep tissue's layers of a dog knee. In order to analyse the heat transfer process in sinovial joints "in vivo", it is necessary to consider the physical and physiological aspects of such phenomenon. Two hot-water bottle and two ice compresses had been used respectively, as sources of heating and cooling of the joint. These resources had been applied by a 30 minutes period, on the cutaneous surface of the knee joint. The skin, subcutaneous, pericapsular and intra-articulate space temperatures had been measured before and during the application of the thermal sources through type K thermocouples special kind. The thermal field of the cutaneous surface was monitored after and before the application of each one of the sources using a thermovision. The retal temperature was monitored through a mercury thermometer and a thermocouple with the same specifications of the previous ones. The temperature of the skin, the subcutaneous, the pericapsular and intra-articulate regions had increased during the application of the heat, reaching the maximum values about 20 to 30 minutes from the beginning of the heating. The average variation of the temperature for these regions was $5,7^{\circ}\text{C} \pm 2,2^{\circ}\text{C}$. The variation of the magnitude and the behavior of the temperature had been different for each one of the evaluated layers. Decreasing exponential equations of first and second orders had well represented the temperature profiles during the heating process and made possible a development relation between the skin with the intra-articulate temperatures. In a similar way, the cold also showed temperatures variations on tissues's layers of the joint, with decreasing magnitudes and also different temperature profiles between the layers. The cooling process

proved to be more complex than the heating, but was not able to be represented by the same equations used for the heat. To conclude, superficial heat and cryotherapy are sources capable to induce temperature variations in the dog's joint knee and that the process of heat transference in joints is a complex phenomenon with distinct characteristics for heating and cooling.

Key Words: superficial heat; cryotherapy; temperature; measurement.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 - Cão utilizado como modelo experimental para o estudo da transferência de calor na articulação do joelho. A: animal sedado antes dos procedimentos experimentais; B: articulação na qual os recursos térmicos foram aplicados	20
FIGURA 2 - Termopares utilizados para as medições da temperatura das camadas teciduais da articulação do joelho do cão.....	22
FIGURA 3 - Posicionamento dos termopares: A- superfície cutânea; B- região subcutânea; C- região pericapsular e D- meio intra-articular	22
FIGURA 4 - Posicionamento da termocâmara para a filmagem do campo térmico da superfície cutânea do joelho direito	23
FIGURA 5 - Dispositivos utilizados para a medida da temperatura retal do cão. A- posicionamento do termopar na mucosa retal; B- termômetro de mercúrio em associação ao termopar	24
FIGURA 6 - Posicionamento do membro do cão para aplicação do calor e do frio.....	25
FIGURA 7 - Bolsa térmica utilizada para a promoção do aquecimento articular. Observa-se termopar com a extremidade inserida na bolsa (seta).....	25
FIGURA 8 - Posicionamento, fixação e isolamento das bolsas térmicas utilizadas para a promoção do aquecimento articular.....	26
FIGURA 9 - Seqüência dos eventos durante o período experimental	27
FIGURA 10 - Modelo físico confeccionado para representar a articulação do joelho do cão	29
FIGURA 11 - Valores médios e desvios padrão para a temperatura retal nos instantes pré-sedação/indução anestésica, pré-termoterapia, pré-crioterapia e ao final do período experimental	32
FIGURA 12 - Estrutura da pele com suas duas camadas (a epiderme e a derme) em associação à hipoderme. Observa-se a rede vascular intrígada da derme (A- plexo vascular superficial) e da hipoderme (B- plexo vascular profundo) (setas).....	36
FIGURA 13 - Estrutura da epiderme	37
FIGURA 14 - Estrutura da derme	37
FIGURA 15 - Estrutura da hipoderme	37

FIGURA 16 - Comportamento da temperatura das compressas de termogel, da superfície cutânea e do meio intra-articular do joelho canino durante o período de aquecimento	39
FIGURA 17 - Potência térmica \dot{Q} (W) absorvida por cada uma das regiões do modelo articular durante o processo de aquecimento.	41
FIGURA 18 - Distribuição da potência térmica \dot{Q} (W) fornecida pelas compressas de termogel durante o processo de aquecimento articular	42
FIGURA 19 - Representação da massa de cada uma das regiões do modelo articular	43
FIGURA 20 - Representação da variação da temperatura para cada uma das regiões modelo articular	43
FIGURA 21 - Comportamento da temperatura retal, da pele (lado medial e lado lateral) e das regiões subcutânea, pericapsular e intra-articular durante o processo de aquecimento da articulação do joelho canino	44
FIGURA 22 - Comportamento da temperatura das regiões medial e lateral da pele durante o processo de aquecimento da articulação do joelho canino.....	46
FIGURA 23 - Campo térmico da superfície cutânea da articulação do joelho canino. A- imagem pré-termoterapia; B- imagem pós-termoterapia.	47
FIGURA 24 - Perfil da temperatura para a região lateral da pele e o para meio intra - articular durante o processo de aquecimento da articulação do joelho canino.....	49
FIGURA 25 - Resultado da regressão dos dados para a região medial da pele utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{pm} = 39,3 - 4,2 \cdot e^{-t/91,4}$	51
FIGURA 26 - Resultado da regressão dos dados para o tecido subcutâneo utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{sc} = 37,6 - 6,4 \cdot e^{-t/509,2}$..	51
FIGURA 27 - Resultado da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{pc} = 39,2 - 10,4 \cdot e^{-t/361,0}$	52
FIGURA 28 - Resultado da regressão dos dados para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde: $T_{pl} = 37,1 - 2,5 \cdot e^{-t/48,3} - 3,3 \cdot e^{-t/1223,2}$	53
FIGURA 29 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde: $T_{ia} = 37,2 - 21,5 \cdot e^{-t/422,7} + 17,8 \cdot e^{-t/320,0}$	53

- FIGURA 30 - Resultado da regressão para a região medial da pele utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde: $T_{pm} = 39,0 - 4,2 \cdot e^{-t/91,1} + 0,25 \cdot e^{-t/3,7}$ 54
- FIGURA 31 - Resultado da regressão para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{pl} = 36,3 - 3,4 \cdot e^{-t/562,6}$ 55
- FIGURA 32 - Resultado da regressão dos dados para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de terceira ordem, onde: $T_{pl} = 37,3 - 1,7 \cdot e^{-t/1223,2} - 1,7 \cdot e^{-t/1223,2} - 2,4 \cdot e^{-t/48,3}$ 55
- FIGURA 33 - Resultados da regressão dos dados para a região subcutânea utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde: $T_{sc} = 37,7 - 6,1 \cdot e^{-t/560,6} - 0,9 \cdot e^{-t/48,7}$ 56
- FIGURA 34 - Resultado da regressão dos dados para a região subcutânea utilizando-se a função a exponencial de terceira ordem, onde: $T_{sc} = 37,3 - 3,1 \cdot e^{-t/558,2} - 3,1 \cdot e^{-t/562,4} - 0,9 \cdot e^{-t/48,3}$ 56
- FIGURA 35 - Resultado da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde: $T_{pc} = 31,7 - 29,0 \cdot e^{-t/778,5} + 26,5 \cdot e^{-t/1773,6}$ 57
- FIGURA 36 - Resultados da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de terceira ordem, onde: $T_{pc} = 32,4 - 35,4 \cdot e^{-t/818,1} + 32,3 \cdot e^{-t/1535,9} - 0,1 \cdot e^{-t/2,3}$ 57
- FIGURA 37 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{ia} = 39,1 - 6,5 \cdot e^{-t/1510,5}$... 58
- FIGURA 38 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de terceiro grau, onde: $T_{ia} = 37,2 - 21,9 \cdot e^{-t/426,5} + 18,1 \cdot e^{-t/325,9} + 0,3 \cdot e^{-t/6,6}$ 58
- FIGURA 39 - Perfil da temperatura para o meio intra-articular durante o processo de aquecimento. A curva azul (medição) representa os valores de temperatura para o meio intra-articular do joelho canino, coletados durante o período experimental; a curva vermelha (estimativa) representa os valores de temperatura estimados à partir da equação $T_{ia} = 1,76 \cdot T_{pl} - 26,8$ 61

- FIGURA 40 - Comportamento da temperatura retal, da pele (regiões medial e lateral) e das regiões subcutânea, pericapsular e intra-articular durante o processo de resfriamento da articulação do joelho canino 64
- FIGURA 41 - Campo térmico da superfície cutânea da articulação do joelho canino. A- imagem pré-crioterapia; B- imagem pós-crioterapia. Observa-se na figura B, região cuja temperatura encontra-se mais baixa (seta) 67

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 - Efeitos do aquecimento excessivo sobre as células	6
TABELA 2 - Efeitos do aquecimento excessivo sobre os tecidos.....	7
TABELA 3 - Características e propriedades termofísicas das camadas teciduais do modelo articular	29
TABELA 4 - Valores médios e desvios padrão da temperatura retal, da pele (medial e lateral) e das regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular antes da aplicação do calor e do frio	34
TABELA 5 - Temperaturas inicial (T_i), final (T_f) e máxima ($T_{m\acute{a}x}$) e diferença entre as temperaturas final e inicial ($T_f - T_i$) e entre as temperaturas máxima e inicial para a pele (região medial e lateral) e para as regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular para o processo de aquecimento articular.....	38
TABELA 6 - Dados do cilindro utilizados para calcular a taxa de calor (\dot{Q}) para cada uma das regiões constituintes do modelo articular	41
TABELA 7 - Constantes de tempo de cada uma das regiões constituintes do modelo articular para o processo de aquecimento.....	45
TABELA 8 - Valores da condutividade térmica para diferentes tecidos biológicos	48
TABELA 9 - Erro máximo para a Equação (16) em relação ao instante no qual a temperatura é estimada.....	60
TABELA 10 - Temperaturas inicial (T_i), final (T_f) e mínimas ($T_{m\acute{i}n}$) e diferença entre as temperaturas inicial e final ($T_i - T_f$) e entre as temperaturas inicial e mínima para a pele (região medial e lateral) e para as regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular para o processo de resfriamento articular.....	63

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ADM	Amplitude de Movimento
CETEA	Comitê de Ética em Experimentação Animal da Universidade Federal de Minas Gerais
Chi ²	Qui-quadrado
COBEA	Colégio Brasileiro de Experimentação Animal
DEMEC	Departamento de Engenharia Mecânica
GABA	Sistema de neuro-transmissão responsável pela inibição pré-sináptica da atividade do sistema nervoso central.
PPGEM	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica
PUC-MG	Pontifícia Universidade Católica de Minas Gerais
R ²	Coefficiente de correlação
UFMG	Universidade Federal de Minas Gerais
UFSCAR	Universidade Federal de São Carlos

NOMENCLATURA

Letras Latinas

A	Área [m^2]
c_p	Calor específico à pressão constante [$\text{J}/\text{kg}^\circ\text{C}$]
C	Capacitância térmica do tecido [$\text{J}/^\circ\text{C}$]
E	Espessura [m]
h	coeficiente de transferência de calor por convecção [$\text{W}/\text{m}^2\text{C}$]
H	Altura [m]
k	Condutividade térmica [$\text{W}/\text{m}^\circ\text{C}$]
l	Comprimento [m]
m	Massa [kg]
q	taxa de transferência de calor por unidade de área [W/m^2]
\dot{Q}	Taxa de transferência de calor [W]
r	Raio do cilindro [m]
R	resistência térmica à transferência de calor [$^\circ\text{C}/\text{W}$]
t	Tempo [s]
t_e	Tempo para estabilização [s]
T	Temperatura [$^\circ\text{C}$]
V	Volume [m^3]

Letras Gregas

ρ	Massa específica [kg/m^3]
α	Difusividade térmica [m^2/s]
τ	Constante de tempo [s]

SUMÁRIO

1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS	1
2 INTRODUÇÃO	3
3 OBJETIVOS	11
3.1 Objetivo geral	11
3.2 Objetivos específicos	11
4 REVISÃO DA LITERATURA	12
5 MATERIAL E MÉTODO	20
5.1 Procedimento instrumental	20
5.1.1 Modelo animal	20
5.1.2 Procedimentos	20
5.2 Métodos para análise dos dados de temperatura.....	27
6 RESULTADOS E DISCUSSÃO	30
6.1 Aquecimento articular	38
6.1.1 Análise do comportamento da temperatura durante o processo de aquecimento articular	49
6.2 Resfriamento.....	62
6.2.1 Análise do comportamento da temperatura durante o processo de resfriamento articular	67
6.3 Considerações finais	68
7 CONCLUSÕES.....	70
8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS	71
REFERÊNCIAS.....	73
Apêndice A - Procedimento para confirmação do posicionamento dos termopares na..... articulação do joelho canino	87
Apêndice B - Resultados das regressões para o processo de resfriamento articular.....	89

1 CONSIDERAÇÕES INICIAIS

A fisioterapia tem como objetivos principais a prevenção e o tratamento das lesões e disfunções que venham a ser uma ameaça a liberdade de movimento e à realização de atividades funcionais (BEL; PRENTICE, 2004). Para recuperar e reabilitar seus pacientes, o fisioterapeuta conta com uma ampla variedade de técnicas, dentre elas, os recursos físicos ou modalidades terapêuticas (DENEGAR, 2003).

Um regime de tratamento fisioterápico minucioso envolve, na maioria das vezes, a utilização das modalidades terapêuticas em associação a exercícios para ganho de amplitude de movimento e fortalecimento muscular (PRENTICE, 2004). A tomada de decisão quanto a melhor conduta a ser aplicada dependerá, contudo, de uma completa avaliação do paciente, com a devida atenção aos sinais e aos sintomas por ele apresentado.

Os recursos físicos (calor, frio, luz, correntes elétricas, dentre outros), assim como os exercícios terapêuticos, são ferramentas essenciais na reabilitação de lesões (STARKEY, 2001; BEL; PRENTICE, 2004). Quando utilizados apropriadamente, criam melhores condições de recuperação do paciente, uma vez que podem tanto potencializar o processo de cicatrização da estrutura lesionada, quanto evitar ou minimizar complicações secundárias ao próprio dano tecidual (OHKOSHI *et al.*, 1999; DRAPER *et al.*, 2004).

Apesar disso, é possível observar que os recursos físicos, até então comumente utilizados, estão assumindo um papel secundário dentro da conduta fisioterápica. Relatos de tratamentos ineficazes nos quais a conduta envolvia a aplicação de modalidades físicas são freqüentes no meio clínico, apesar dos resultados positivos descritos na literatura (MAINAIRDI *et al.*, 1979; BORELL *et al.*, 1980; DREZ *et al.*, 1981; HALVORSON, 1990; SLUKA *et al.*, 1999; MYRER *et al.*, 2001; DEAL *et al.*, 2002; MERRICK, *et al.*, 2002).

Essa divergência entre a teoria e a prática foi a motivação inicial para o desenvolvimento deste estudo e levantou dúvidas quanto a maneira na qual os agentes físicos estão sendo aplicados e avaliados na prática clínica. Ao pensar sobre o assunto, veio à tona a seguinte questão: como determinar clinicamente se a dosimetria aplicada foi suficiente para atingir o tecido ou estrutura alvo e satisfatoriamente induzir às respostas fisiológicas necessárias à obtenção dos efeitos terapêuticos desejados?

Infelizmente, ao buscar na literatura respostas a essa pergunta pôde-se perceber que os métodos utilizados para respondê-las nem sempre são aplicáveis às situações clínicas e, provavelmente devido a isso, a tomada de decisão do fisioterapeuta quanto ao uso dos agentes físicos tem sido baseada mais na experiência profissional e menos nas evidências científicas.

Tal fato fica ainda mais evidente ao considerarmos os recursos termoterápicos e crioterápicos que, por apresentarem custo relativamente baixo e serem de fácil aplicação (BORELL *et al.*, 1980; LOW; REED, 2001), são os mais comumente utilizados pelos fisioterapeutas, principalmente para o tratamento de disfunções musculares e articulares (HO *et al.*, 1994). Apesar disso, poucos estudos têm avaliado os efeitos das diferentes modalidades térmicas sobre o comportamento da temperatura tecidual, em especial das articulações. As análises, clínicas e científicas, sobre a eficácia dos recursos termoterápicos e crioterápicos têm sido feitas, na maioria das vezes, somente por meio da observação dos resultados clínicos obtidos da aplicação desses agentes (BORELL *et al.*, 1980; FADILAH *et al.*, 1987; HO *et al.*, 1994; SWENSON *et al.*, 1996; DRAPER *et al.*, 2004).

São raros na literatura voltada à fisioterapia, trabalhos com considerações sobre o processo de transferência de calor entre os tecidos biológicos ou sobre o impacto das diferenças fisiológicas no grau de modificação da temperatura em cada uma das camadas teciduais durante os processos de aquecimento e resfriamento. Consequentemente, áreas corporais distintas e com características fisiológicas diferentes, tratadas com protocolos termoterápicos e crioterápicos idênticos, nem sempre apresentaram os mesmos resultados.

O presente trabalho vem, portanto, somar-se às pesquisas existentes sobre transferência de calor em tecidos vivos, realizando de maneira inovadora, uma análise do comportamento da temperatura nas diferentes camadas teciduais de uma articulação. Esse pode ser o primeiro passo de uma longa caminhada na busca de estratégias que permitam, no ambiente clínico, o monitoramento da temperatura das estruturas teciduais durante a aplicação dos recursos térmicos. Isto, associado à adequada seleção dos parâmetros e da técnica para aplicação das modalidades térmicas, poderá contribuir para que os resultados das intervenções possam ser positivos tanto nas pesquisas quanto na prática clínica.

2 INTRODUÇÃO

O uso de agentes físicos para o tratamento de distúrbios da saúde humana não é novidade. Egípcios (aproximadamente 3.000 anos a.C.) e Hindus (aproximadamente 2.000 anos a.C.) já utilizavam a luz do sol para tratar de lesões da pele e realizavam aplicações de objetos aquecidos para cauterização de pequenos tumores (SHITZER; EBERHART, 1985; WEINBERGER; LEV, 1991).

Na antiga civilização greco-romana, além da luz solar e dos objetos aquecidos, foi também comum a utilização de enguias elétricas, neve e gelo natural com fins terapêuticos. Hipócrates (460-357 a.C.) recomendava o uso de lentes e metais superaquecidos como meio de promover aquecimento local para tratar das mais diversas afecções do corpo. Este tipo de terapia permaneceu popular entre a comunidade médica até meados do século XIX, quando métodos mais sofisticados para elevação da temperatura tecidual tornaram-se disponíveis (CHATO, 1980; LICHT, 1982; MEEUSEN; LIEVENS, 1986).

Ao final do século XIX, a invenção da primeira máquina de gelo para aplicações médicas (patenteada em 1850), juntamente com o advento das compressas de *hidrocollator*¹ e dos equipamentos de ondas-curtas e ultra-som terapêuticos, possibilitou melhores condições para realização dos procedimentos para resfriamento (crioterapia) e aquecimento (termoterapia) tecidual (SHITZER; EBERHART, 1985; KNIGHT, 1995).

A partir de então, vários trabalhos investigando os efeitos da crioterapia (CLARKE; HELLOM; LIND, 1958; McMASTER, 1977; HO *et al.*, 1994; PEDRO *et al.*, 1997) e da termoterapia (ABRAMSON *et al.*, 1964; MAINARDI *et al.*, 1979; BORELL *et al.*, 1980; TAYLOR *et al.*, 1995; SLUKA *et al.*, 1999; DRAPER *et al.*, 2004; ROBERTSON *et al.*, 2005) se desenvolveram e as aplicações dos recursos crioterápicos e termoterápicos, realizadas até então, de forma bastante empírica (McMASTER, 1977; HO *et al.*, 1994; CURL *et al.*, 1997), passaram a ter melhores resultados e maior fundamentação científica.

As alterações bioquímicas e os efeitos fisiológicos, principalmente os hemodinâmicos (KNIGHT; LONDEREE, 1980; TABER *et al.*, 1992; CURL *et al.*, 1997), passaram a ser estudados e correlacionados às indicações terapêuticas dos recursos térmicos (KNIGHT, 1995; ROEMER, 1999; MYRER *et al.*, 1997; SWENSON *et al.*, 1996),

¹ Consistem em gel de sílica, como a bentonita, dentro de uma bolsa de lona.

derrubando, definitivamente, a antiga idéia greco-romana de que o calor estaria associado à vida e o frio à morte. Criou-se um consenso na literatura de que o principal objetivo dos recursos termoterápicos e crioterápicos é proporcionar condições ambientais celulares e teciduais ótimas para que a reparação da estrutura lesionada ou um determinado procedimento fisioterapêutico aconteçam da melhor forma possível (KNIGHT, 1995; SWENSON *et al.*, 1996; YOSHIOKA *et al.*, 2002).

A maior parte dos trabalhos sobre crioterapia descreve que esta é a modalidade terapêutica mais adequada para o tratamento imediato das lesões traumáticas do sistema músculo-esquelético (KNIGHT, 1976; HO *et al.*, 1994; SWENSON *et al.*, 1996; CURL *et al.*, 1997; ESTON e PETERS, 1999; CHESTERTON *et al.*, 2002). Este recurso é uma das modalidades terapêuticas mais utilizada nos estágios inflamatórios agudos e sub-agudos decorrentes de traumas músculo-esqueléticos (MATSEN *et al.*, 1975; HOCUTT *et al.*, 1982; SLUKA *et al.*, 1999;) e no pós-operatório imediato (MEEUSEN; LIEVENS, 1986; DAHLSTEDT; SAMUELSON; DALÉN, 1996; LESSARD *et al.*, 1997; OHKOSHI *et al.*, 1999; MARTIN *et al.*, 2001), visando principalmente o controle da dor e do edema (COHN *et al.*, 1989; ERNST; FIALKA, 1994; PEDRO *et al.*, 1997; OHKOSHI *et al.*, 1999; DEAL *et al.*, 2002; DOLAN *et al.*, 2003; YANAGISAWA *et al.*, 2003a). Segundo Ho *et al.* (1995); Merrick *et al.* (1999) e Yanagisawa *et al.* (2003b), a diminuição do metabolismo causada pelo resfriamento tecidual pode proteger as células não lesionadas contra isquemia e/ou dano enzimático subseqüentes ao trauma inicial, controlando assim a magnitude dos sinais e sintomas inflamatórios.

As modalidades termoterápicas, devido principalmente aos seus efeitos sobre o fluxo sanguíneo, aumentando-o, são comumente aplicadas quando se tem por objetivo favorecer o andamento do processo de reparo tecidual, sendo, entretanto, contra-indicadas nas primeiras 24 a 48 horas pós-trauma (MAINARDI *et al.*, 1979; HALVORSON, 1990). Outros efeitos, tais como relaxamento muscular (ABRAMSON *et al.*, 1964; BORELL *et al.*, 1980; LESSARD *et al.*, 1997), maior facilidade para mobilização e movimentação articular (CHEN *et al.*, 1997) e diminuição da dor nas lesões de caráter crônico-degenerativo (CASTOR; YARON, 1976; DREZ *et al.*, 1981; SLUKA *et al.*, 1999) são também observados como conseqüentes ao aquecimento tecidual.

Os efeitos terapêuticos conseqüentes à aplicação dos recursos térmicos são, entretanto, dependentes da temperatura tecidual. Segundo a literatura, para que esses efeitos

possam ocorrer é necessário que a temperatura do tecido ou estrutura alvo varie dentro de uma determinada faixa de amplitude (LEHMANN *et al.*, 1970; HARRIS JR; McCROSKERY, 1974; WEINBERGER; LEV, 1991; DAHLSTEDT; SAMUELSON; DALÉN, 1996; DEAL *et al.*, 2002). Alterações aquém desse limiar induzirão a tratamentos placebos, sem eficácia clínica, assim como variações excessivas poderão danificar os tecidos (LEHMANN *et al.*, 1966; MARTIN *et al.*, 2001; MERRICK *et al.*, 2003; DRAPPER *et al.*, 2004; GREENHALGH *et al.*, 2004). Segundo Bocobo *et al.* (1991) e Liu *et al.* (1999), o resfriamento ou o aquecimento excessivos de órgãos e estruturas corporais pode produzir efeitos deletérios, incluindo morte celular e necrose de tecidos. Tais fatos demonstram a importância da monitorização da temperatura dos tecidos durante os procedimentos crioterápicos e termoterápicos para que esses possam realmente ser seguros e eficazes (ROEMER, 1999; YANAGISAWA *et al.*, 2003b).

Meeusen e Lieven (1986), Low e Reed (2001), Chesterton *et al.* (2002) e Denegar (2003) citam que os benefícios da crioterapia são alcançados à temperatura tecidual de 13°C a 18,3°C. A exposição tecidual a temperaturas mais baixas é detrimental à estrutura e função celular. Abaixo de 10°C, o metabolismo é progressivamente reduzido, podendo ocorrer destruição tissular conseqüente ao congelamento do líquido intra e extracelular. Atividades como difusão e osmose também são gravemente afetadas; próximo dos 5°C, parte da água intracelular tende a se cristalizar e o líquido restante se torna hiper-osmótico, produzindo edema e ruptura das membranas celulares (CASTOR; YARON, 1976; DINARELLO, 1986; WEINBERGER; LEV, 1991; LIU *et al.*, 1999); a velocidade de condução nervosa cai drasticamente, alterando a percepção das sensações térmicas e dolorosas, que se tornam inibidas próximo de 0°C (DREZ *et al.*, 1981; MARTIN *et al.*, 2001).

No intuito de prevenir os danos conseqüentes ao resfriamento tecidual excessivo e maximizar os benefícios da crioterapia, alguns autores têm recomendado utilizar a temperatura da pele como referência para alguns dos efeitos terapêuticos do frio. Efeitos analgésicos locais são alcançados quando a temperatura da pele estiver em torno de 13,5°C (BUGAJ, 1975); temperaturas próximas de 12,5°C são suficientes para diminuir em cerca de 10% a velocidade de condução nervosa (McMEEKEN *et al.*, 1984); em torno de 10°C, o metabolismo celular é reduzido em aproximadamente 50% (ZACHARIASSEN, 1991).

Para os recursos termoterápicos, a literatura recomenda que a temperatura da estrutura alvo se mantenha entre 40°C a 44°C, por um período de no mínimo 5 minutos, para

que os efeitos terapêuticos decorrentes do aquecimento tecidual possam ser satisfatoriamente alcançados (LEHMANN *et al.*, 1966; CHEN *et al.*, 1998a; DRAPER *et al.* 2004; ROBERTSON; WARD; JUNG, 2005). Lehmann *et al.* (1970) e Chen, Wright e Humphrey (1997) descrevem, entretanto, que a magnitude na qual a temperatura tecidual deverá variar irá depender da temperatura inicial do tecido alvo e do objetivo da terapêutica. Segundo esses autores, elevações em torno de 1°C na temperatura da estrutura alvo serão suficientes para incrementar o metabolismo e favorecer o reparo tecidual; aumentos de 2°C a 3°C induzirão à diminuição da dor e do espasmo muscular, ao passo que, para aumentar a extensibilidade do colágeno e auxiliar na diminuição da rigidez articular serão necessários incrementos de 4°C ou mais. Low e Reed (2001) ressaltam, contudo, que nos tecidos profundos as variações da temperatura devem ser limitadas entre 5°C a 8°C acima da temperatura basal; já para a pele e estruturas subcutâneas, variações um pouco maiores poderão ser atingidas, desde que estas não produzam desconforto (MERRICK *et al.*, 2003; DRAPER *et al.*, 2004;).

Assim como acontece com a crioterapia, a exposição tecidual a temperaturas acima da faixa considerada terapêutica é extremamente prejudicial aos tecidos. A partir de 45°C, o dano protéico é considerável, com conseqüente destruição do citoesqueleto, da membrana celular e da microvasculatura regional. Há interrupção do ciclo reprodutivo celular e do fluxo sanguíneo no local, predispondo os tecidos à necrose (CASTOR; YARON, 1976; CHEN; WRIGHT; HUMPHREY, 1997; JUN *et al.*, 2003). Os achados patológicos comumente encontrados como conseqüência da exposição excessiva ao calor estão resumidos nas Tabelas 1 e 2.

TABELA 1 - Efeitos do aquecimento excessivo sobre as células

Célula	Temperatura (°C)	Tempo de aplicação (min)	Lesão
Eritrócito	45,2	2 – 3	Nenhuma
	45,4	2 – 3	Hemólise
Fibroblasto	42	60	Dilatação da crista mitocondrial e dissociação de polirribossomos.
	45	60	Lesões da membrana celular.

FONTE: CASTOR; YARON, 1976; WEINBERGER; LEV, 1991.

TABELA 2 - Efeitos do aquecimento excessivo sobre os tecidos

Tecido	Temperatura (°C)	Duração do aquecimento (h)	Lesão
Pele	45	3	Necrose epidérmica
	44	1	Hiperemia
Tecido adiposo	40 – 48	½	Edema, lesões vasculares, necrose, abscesso, hemorragia focal e fibrose
Tecido ósseo	47, 50, 56, 60	1/60	Edema, lesões vasculares, necrose, abscesso, hemorragia focal e fibrose.
Tecido muscular	40 – 48	½	Edema, lesões vasculares, necrose, abscesso, hemorragia focal, e fibrose.
Tecido cartilaginoso	43	1	Inibição do crescimento
	44	1	Necrose

FONTE: CASTOR; YARON, 1976; WEINBERGER; LEV, 1991; ROEMER, 1999.

A magnitude de variação da temperatura de uma determinada estrutura depende da quantidade de energia que foi retirada ou fornecida à mesma, estando diretamente relacionada à modalidade terapêutica e à técnica utilizada para a sua aplicação; ao tempo de aplicação do agente crioterápico ou termoterápico e às características fisiológicas, propriedades térmicas e localização do tecido alvo (LOWDON; MOORE, 1975; McMASTER, 1977; WEINBERGER; LEV, 1991; SWENSON *et al.*, 1996; KNIGHT, 1995; MYRER *et al.*, 2001).

Atualmente, existe grande variação nos métodos e nas técnicas disponíveis para promover o resfriamento e o aquecimento tecidual (MEEUSEN; LIEVENS, 1986; BELITSKY; ODAM; HUBLEY-KOZEV, 1987; KNIGHT, 1995; SWENSON *et al.*, 1996; DOLAN *et al.*, 2003). Bolsas térmicas, aparelhos de ultra-som, ondas-curtas, micro-ondas e compressas geladas são freqüentemente utilizados para aquecer ou resfriar os tecidos. Waylonis (1967); Meeusen e Lievens (1986) relatam que quando adequadamente utilizados todos esses métodos são capazes de modificar satisfatoriamente a temperatura tanto da superfície cutânea, quanto das estruturas subcutâneas, musculares e intra-articulares. Nesse sentido têm sido sugeridos pela literatura, parâmetros e técnicas específicas para as aplicações clínicas de cada um dos recursos crioterápicos e termoterápicos (ROBERTSON *et al.*, 2001). Hoje, esses parâmetros, juntamente com os resultados clínicos, são as únicas referências que os profissionais possuem para analisar a eficácia ou não dos tratamentos térmicos.

Draper *et al.* (1995) e Merrick *et al.* (2003) relataram, contudo, que parâmetros específicos a uma determinada modalidade crioterápica ou termoterápica, aplicados com a mesma técnica por equipamentos de modelos ou fabricantes distintos, podem produzir diferentes variações na temperatura tecidual, mesmo quando devidamente calibrados. Merrick *et al.* (2003) compararam as mudanças na temperatura intramuscular produzidas por 3 diferentes equipamentos de ultra-som, aplicados a uma mesma região, com parâmetros e técnicas idênticas. Os resultados do seu trabalho mostraram diferenças significativas entre o grau de variação de temperatura produzido para cada um dos dispositivos analisado.

As diferenças fisiológicas e entre as propriedades termofísicas dos vários tecidos biológicos têm sido apontadas como as principais responsáveis pelas variações nos padrões de resfriamento e aquecimento tecidual (MERRICK *et al.*, 2002; LIU *et al.*, 1999; WEINBERGER; LEV, 1991; LEHMANN *et al.*, 1966). Esses, independentes do recurso térmico utilizado, têm se mostrado relativamente complexos por envolver diferentes mecanismos físicos e fisiológicos que se somam e se interagem para tentar proteger os tecidos contra variações excessivas da temperatura. Keller e Seiler (1971) descrevem que a habilidade do corpo em variar a resistência da pele e dos tecidos subcutâneos à transferência de calor é um dos principais elementos de controle da temperatura tecidual disponível ao corpo. Liu (2001) e DENG; LIU, (2002) ressaltam, entretanto, que a mesma tem dificultado quantificar o comportamento térmico dos corpos biológicos, uma vez que o monitoramento preciso da distribuição espacial e temporal dos eventos térmicos produzidos tanto na superfície da pele quanto nas camadas teciduais mais profundas passam a ser fundamentais a essa análise.

Tradicionalmente, o estudo dos problemas de transferência de calor nos tecidos vivos com aquecimento ou resfriamento transiente e distribuição espacial têm sido feitas utilizando-se métodos numéricos específicos, tais como método das diferenças finitas, método dos elementos finitos ou elementos de contorno (DENG; LIU, 2002; INCROPERA; DEWITT, 2003). Entretanto, para Deng e Liu (2002) esses métodos somente serão interessantes quando soluções analíticas não forem disponíveis.

A clássica equação de Pennes (PENNES, 1948) atualmente ainda é aceita como o melhor método prático para modelamento da transferência de calor nos tecidos vivos devido, principalmente, à sua simplicidade e validade frente a outros métodos (ROEMER, 1999; JIANG *et al.*, 2002). Sua forma generalizada pode ser escrita como:

$$\rho C \frac{\partial T(\mathbf{X}, t)}{\partial t} = \nabla \cdot k(\mathbf{X}) \nabla [T(\mathbf{X}, t)] + w_b(\mathbf{X}) C_b [T_a - T(\mathbf{X}, t)] + Q_m(\mathbf{X}, t) + Q_r(\mathbf{X}, t), \quad \mathbf{X} \in \Omega$$

onde ρ e C são respectivamente a massa específica e calor específico do tecido; C_b representa o calor específico do sangue; \mathbf{X} denota as coordenadas cartesianas x , y e z e Ω o domínio espacial analisado; $k(\mathbf{X})$ é a condutividade térmica e $w_b(\mathbf{X})$ a perfusão sanguínea dependentes do espaço \mathbf{X} ; T_a é a temperatura do sangue na artéria que supre o tecido, sendo freqüentemente considerada como 37°C ; $T(\mathbf{X}, t)$ é a temperatura do tecido; Q_m é o calor gerado pelo metabolismo e $Q_r(\mathbf{X}, t)$ a distribuição volumétrica da fonte térmica externamente aplicada.

A equação de Pennes representa a conservação da energia para os sistemas biológicos. A taxa de variação da temperatura num dado local ($\partial T/\partial t$) é a diferença entre a quantidade de energia depositada num determinado volume ($Q_m + Q_r$) e aquela que o deixa ($k\nabla^2 T + w_b c_b [T_a - T]$).

Nos organismos vivos, a energia pode ser transferida por dois mecanismos principais: por condução térmica ($k\nabla^2 T$) entre as camadas teciduais adjacentes (CHESTERTON *et al.*, 2002; PIKKULA; TUNNELL; ANVARI, 2003) e por convecção ($w_b c_b [T_a - T]$) pelo fluxo sanguíneo. Neste, o sangue entra no volume de interesse a uma dada temperatura e o deixa em outra (PARDASANI; ADLAKHA, 1995; SAIDEL *et al.*, 2001; LIU *et al.*, 2003).

Em vários trabalhos (KELLER; SELIER, 1971; WEINBERGER; LEV, 1991; PARDASANI; ADLAKHA, 1995; CHEN *et al.*, 1998b; DENG; LIU, 2002; LIU *et al.*, 2003), o modelo matemático desenvolvido por PENNES (1948) é comumente utilizado para descrever o perfil de temperatura nos tecidos vivos. A flexibilidade desse modelo permite que ele seja modificado para melhor se adequar às diferentes situações e condições térmicas. Alguns autores relatam, entretanto, que as simplificações físicas e fisiológicas deste modelo podem limitar as análises dos fenômenos de transferência de calor, principalmente naqueles com grandes variações da temperatura num curto período de tempo (LIU, 2001; NELSON, 2005).

Independente disso, as pesquisas realizadas têm apresentado importantes resultados que, em conjunto, têm contribuído para maior esclarecimento dos problemas de transferência de calor nos sistemas biológicos. A importância da organização e respostas

fisiológicas da rede vascular e da troca de calor pelo mecanismo de contra-corrente na regulação da temperatura tecidual foi determinada e investigada por vários autores (KELLER; SELILER, 1971; PARDASANI; ADLAKHA, 1995; SAIDEL *et al.*, 2001; LIU *et al.*, 2003; VANHOUTTE *et al.*, 2002) e tem muito auxiliado nas análises dos fenômenos térmicos inerentes à pele e ao tecido muscular. Pouca atenção tem sido dada, contudo, às articulações, um dos principais alvos da reabilitação fisioterápica.

Tal fato, somado às dificuldades clínicas em se determinar parâmetros crioterápicos e termoterápicos efetivos e seguros para os diferentes alvos teciduais tem contribuído para que estes recursos assumam um papel secundário na prática fisioterápica. Entender como a temperatura dos músculos e principalmente das articulações se altera em resposta à aplicação de determinada modalidade térmica é, portanto, um importante passo para fundamentar a efetividade clínica e segurança dos tratamentos crioterápicos e termoterápicos.

3 OBJETIVOS

3.1 *Objetivo geral*

Mensurar *in vivo* as variações da temperatura tecidual superficial e profunda conseqüentes à aplicação das modalidades físicas que promovem o aquecimento ou o resfriamento tecidual por condução para fins terapêuticos.

3.2 *Objetivos específicos*

- Estabelecer um piloto para medida da temperatura articular em modelo animal.
- Avaliar as mudanças de temperatura ocorridas na pele, no tecido subcutâneo, na região pericapsular e no meio intra-articular durante a aplicação cutânea de compressas fria e quente.
- Realizar, a partir das curvas obtidas com o experimento piloto, uma primeira análise da transferência de calor em articulações sinoviais, considerando os aspectos físicos e fisiológicos inerentes a tal fenômeno.
- Determinar, a partir das análises das curvas, hipóteses para o delineamento de um modelo matemático que relacione a temperatura do meio intra-articular com a temperatura da superfície cutânea em articulações sinoviais *in vivo*.

4 REVISÃO DA LITERATURA

Toda modalidade crioterápica e termoterápica aplicada sobre a superfície cutânea induz a variações imediatas na temperatura da pele e dos tecidos subcutâneos (WEINBERGER; LEV, 1991; LOW; REED, 2001). A diferença entre as temperaturas da superfície cutânea e da modalidade térmica, assim como a duração do tratamento, influenciará no grau de modificação da temperatura da pele e, conseqüentemente, dos demais tecidos subcutâneos (KNIGHT, 1995; MICHLOVITZ, 1996). Esses reagem ao resfriamento e ao aquecimento superficial de forma semelhante à pele, porém em menor intensidade (ABRAMSON *et al.*, 1967; LOW; REED, 2001).

Um grande número de trabalhos tem mensurado as mudanças de temperatura na superfície cutânea induzidas pelas diferentes modalidades térmicas superficiais. Chesterton *et al.* (2002) realizaram estudos em humanos com o objetivo de comparar os efeitos de duas diferentes modalidades crioterápicas sobre a temperatura cutânea de uma mesma região. Os autores utilizaram uma compressa congelada de Criogel (335g) e uma bolsa contendo flocos de gelo de diversos tamanhos (454g), aplicadas por 20 minutos sobre a região anterior da coxa. As medidas da temperatura foram feitas utilizando-se um termistor, posicionado sobre o ventre do músculo reto femoral no momento de cada medição, sendo posteriormente retirado. Os registros foram feitos imediatamente antes das compressas serem aplicadas e aos 10 e 20 minutos após o início do resfriamento. Os resultados foram comparados entre si e com um grupo controle, no qual foi aplicada uma compressa de Criogel à temperatura de 18,9°C. Antes de cada aplicação, a temperatura da superfície cutânea para as 3 condições experimentais foi similar, variando entre 30,2°C e 30,7°C. Após 10 minutos do início do resfriamento, a temperatura da pele substancialmente diminuiu nos grupos que receberam a aplicação da compressa congelada de Criogel (14,5°C) e da bolsa de flocos de gelo (12,3°C), principalmente quando comparada à temperatura cutânea do grupo controle (26,1°C). Aos 20 minutos, pouca diferença foi observada nos valores de temperatura para os grupos que utilizaram as compressas de Criogel. Nesses, a temperatura cutânea praticamente se estabilizou no grupo que utilizou a compressa congelada de Criogel, sofrendo discreta elevação no grupo controle (variação de +1,5°C em relação à temperatura medida aos 10 minutos). Os autores concluíram que o resfriamento cutâneo induzido pelas três condições experimentais difere significativamente em relação ao grau de modificação da temperatura e

ao tempo para que estas ocorram.

Apesar dos resultados de CHESTERTON *et al* (2002) mostrarem, assim como outros trabalhos, que as modalidades crioterápicas são, em sua grande maioria, capazes de reduzir a temperatura da superfície cutânea em várias espécies, incluindo o homem (BELITSKY; ODAM; HUBLEY-KOZEV, 1987; KAEMPFER, 1989; BOCOBO *et al.*, 1991; OOSTERVELD *et al.*, 1992; DAHLSTEDT; SAMUELSON; DALÉN, 1996; KONRATH *et al.*, 1996), um ponto de importância particular, principalmente aos fisioterapeutas, é se esse recurso pode efetivamente diminuir a temperatura dos tecidos profundos, em especial a dos músculos e das articulações.

Nesse sentido, Ho *et al.* (1994), utilizando como referência as alterações induzidas pela queda da temperatura no metabolismo e fluxo sanguíneo, conduziram um estudo para avaliar os efeitos imediatos da crioterapia sobre o tecido ósseo. Uma bolsa de gelo, com temperatura variando entre 0°C e 1°C, foi aplicada por 20 minutos sobre a superfície cutânea de joelhos humanos. Cada indivíduo recebeu o procedimento crioterápico em apenas um dos joelhos, sendo o outro utilizado como controle. Um termistor, posicionado sobre o compartimento lateral de ambos joelhos, foi utilizado para mensurar a temperatura da interface pele-gelo. O metabolismo e fluxo sanguíneo do tecido ósseo foram avaliados utilizando-se imagens de um arteriograma, realizado imediatamente após a aplicação da bolsa de gelo. Ao término da aplicação das bolsas de gelo, a temperatura da superfície cutânea dos joelhos resfriados era de 13,5°C. Nesses, tanto o fluxo sanguíneo quanto o metabolismo ósseo diminuíram significativamente em relação aos joelhos controle, demonstrando que o protocolo crioterápico utilizado é efetivo em reduzir a temperatura de grandes articulações, tais como o joelho. Porém, uma vez que somente a temperatura da pele foi monitorada, não foi possível determinar a magnitude da variação desta nas camadas teciduais mais profundas, incluído o próprio tecido ósseo. Portanto, independente do procedimento utilizado por Ho *et al.* (1994) ter sido efetivo em reduzir o fluxo sanguíneo e o metabolismo do tecido ósseo, resta ainda a dúvida quanto à segurança desta terapia. Sendo assim, monitorar apenas a temperatura da superfície cutânea, sem correlacioná-la à temperatura dos tecidos profundos parece não ser uma estratégia interessante para se avaliar a efetividade e a segurança clínica dos diferentes procedimentos crioterápicos.

Entretanto, estudos correlacionando a temperatura da superfície cutânea à temperatura dos tecidos profundos são escassos na literatura. Kraft (1972) avaliou a relação

entre a temperatura da pele e da região intra-muscular em porcos e verificou que a temperatura da superfície cutânea da região do tornozelo suíno correlaciona-se linearmente com a temperatura do músculo gastrocnêmio. Halar, Delisa e Brozovich (1980) conduziram trabalho semelhante ao de Kraft (1972), porém em humanos. No estudo realizado por esses autores, além da temperatura da pele e da região intramuscular, mediu-se também a temperatura do tecido subcutâneo. As medições foram realizadas à temperatura ambiente e às temperaturas cutânea de 26°C, 28°C e 30°C, induzidas pela aplicação do recurso crioterápico 20 minutos. Os resultados mostraram, assim como os de Kraft (1972), a existência de uma relação linear entre a temperatura das regiões avaliadas, que, segundo os autores, somente é válida para temperatura da pele na faixa de 26°C a 35°C. Ambos estudos citaram que, por meio desta relação, os efeitos do frio sobre a velocidade de condução nervosa periférica poderiam ser estimados, uma vez que essa sofreu redução de 1,1m/s a 1,7m/s a cada 1°C de queda da temperatura tecidual.

Weinberger e Lev (1991) investigaram as relações entre a temperatura da superfície cutânea e do meio intra-articular e encontraram a existência de uma correlação moderada ($R = 0,65$) entre a temperatura dessas regiões. Entretanto, segundo os autores, a temperatura da pele deve baixar para no mínimo 2,2°C a fim de que esta relação seja estatisticamente significativa e efetiva do ponto de vista terapêutico. Neste caso, porém, as baixas temperaturas a que a pele estaria sendo submetida colocariam em risco a integridade estrutural e funcional desse tecido e das estruturas a ele adjacentes (BIERMAN; FRIEDLANDER, 1940; GAGE, 1979; CHESTERTON *et al.*, 2002). A temperatura na qual a pele deve estar para que os benefícios da crioterapia possam ocorrer nas camadas teciduais mais profundas é, portanto, um ponto ainda bastante controverso na literatura (KONRATH *et al.*, 1996; EDWARDS *et al.*, 1996; MARTIN *et al.*, 2001).

Dahlstedt, Samuelson e Dalén (1996) investigaram as mudanças na temperatura da articulação do joelho induzidas pela aplicação da crioterapia, via *Cryo-Cuff*², em 8 indivíduos submetidos a cirurgia para reconstrução do ligamento cruzado anterior e correlacionaram-na aos resultados clínicos da terapêutica. O procedimento foi aplicado por um período de 24 horas, no qual, a cada 10 minutos eram medidas as temperaturas da pele, do tecido subcutâneo e do meio intra-articular. Não houve variações na temperatura intra-articular, apesar da

² Dispositivo criado pela *Aircast Corporation* que permite a combinação de frio com compressão. Consiste em um envoltório de nylon, conectado por um tubo de borracha a uma caixa térmica contendo água gelada.

temperatura da pele ter diminuído. Os autores relataram, entretanto, que esta precisaria ter caído cerca de 20°C para que os benefícios da crioterapia pudessem ser atingidos. Resultados semelhantes foram encontrados por Levy *et al.* (1997) ao avaliar a temperatura das articulações gleno-umeral e subacromial, também submetidas à aplicação do *Cryo-Cuff* imediatamente após a realização de procedimentos cirúrgicos.

Segundo estes autores, as diferenças entre os resultados de seus trabalhos e os de outros estudos (BOCOBO *et al.*, 1991; OOSTERVELD; RASKER, 1994; OOSTERVELD *et al.*, 1992) podem estar relacionadas à temperatura ambiente na qual os experimentos foram realizados, à espessura da camada subcutânea e à presença dos curativos pós-operatórios na área de aplicação do recurso crioterápico.

Segundo Ohkoshi *et al.* (1999) e Myrer *et al.* (2001), a inadequação metodológica, principalmente em relação à técnica e ao tempo para aplicação da modalidade crioterápica de acordo com as características e localização do alvo terapêutico, tem sido um dos principais fatores responsáveis para que os benefícios da diminuição terapêutica da temperatura tecidual não estejam sendo satisfatoriamente alcançados tanto no meio científico, quanto no clínico. Zemke *et al.* (1998) descrevem que a baixa condutividade térmica da gordura subcutânea (0,19 W/m°C), comparada à da pele (0,96 W/m°C) e à dos músculos (0,64 W/m°C) pode interferir no grau de variação da temperatura e na profundidade na qual esta poderá ocorrer, principalmente quando as aplicações crioterápicas são realizadas por um curto período de tempo.

Martin *et al.* (2001), utilizando o mesmo sistema aplicado por Dahlstedt, Samuelson e Dalén (1996) avaliaram os efeitos do frio sobre a temperatura intra-articular, em joelhos humanos pós-operados. Três termopares, sendo um posicionado no meio intra-articular e dois na superfície cutânea, foram utilizados para as medições da temperatura. O procedimento crioterápico foi aplicado continuamente por duas horas, sendo que a cada 30 minutos a água gelada do *Cuff* era trocada. No grupo controle, o dispositivo foi posicionado no joelho e a água gelada adicionada somente na segunda hora do tratamento. Durante os primeiros 60 minutos, a temperatura intra-articular reduziu significativamente no grupo que recebeu a aplicação do agente crioterápico (-2,2°C) e subiu cerca de 0,8°C na próxima hora. No grupo controle, a temperatura inicialmente aumentou (+5°C), vindo a cair após a água gelada ter sido adicionada ao *Cuff*.

A efetividade de procedimentos crioterápicos clássicos, como as compressas de gelo triturado, em reduzir significativamente a temperatura articular, também tem sido avaliada. Oosterveld e Rasker (1992) compararam os efeitos da aplicação de uma compressa de gelo triturado (3,0 kg) e do spray de nitrogênio líquido sobre a temperatura cutânea e articular de joelhos humanos. Os recursos foram aplicados por 30 minutos e 6,5 minutos, respectivamente e a medida da temperatura foi feita por meio de sensores posicionados sobre a pele e no meio intra-articular. Ambos os recursos diminuíram a temperatura da pele e do meio intra-articular. A redução na temperatura da pele não diferiu entre os dois métodos (variação entre 15°C a 16,4°C), ao passo que as reduções no meio intra-articular foi significativamente diferente (9,4°C para a compressa de gelo e 4,1°C para o spray de nitrogênio). Os autores relatam que é difícil comparar os achados de seu trabalho com os de outros estudos devido principalmente à falta de pesquisas que relacionem as modalidades térmicas superficiais às mudanças de temperatura nos tecidos profundos, em especial nas articulações.

Os efeitos do calor superficial na temperatura dos tecidos profundo têm sido avaliados principalmente nos músculos e no tecido conjuntivo (LEHMANN *et al.*, 1966; ABRAMSON *et al.*, 1967; CASTOR; YARON, 1976; OLIVER *et al.*, 1979; BORREL *et al.*, 1980; WEINBERGER; LEV, 1991; DRAPER *et al.*, 2002, DRAPER *et al* 2004). Poucos autores têm atentado para os efeitos desse recurso sobre a temperatura articular, apesar dos mesmos serem constantemente aplicados no meio clínico.

Lehmann *et al.* (1958) e Myrer *et al.* (1997) citam que as modalidades de aquecimento superficial não são efetivas em alterar a temperatura intra-articular, pois seus efeitos são restritos basicamente à pele. Outros autores relatam, entretanto, que tanto os métodos de aquecimento profundo (ondas-curtas, micro-ondas e ultra-som) como os superficiais (compressas quentes, parafina, infra-vermelho) conseguem promover alteração na temperatura dos tecidos mais profundos (CAMERON, 1999; LOW; REED, 2001).

Weinberger *et al.* (1989) avaliaram os efeitos do aquecimento superficial sobre a temperatura da cavidade articular de joelhos humanos. As temperaturas da pele e da região intra-articular foram medidas por meio de 2 termopares, sendo um posicionado lateralmente ao joelho e o outro no meio intra-articular. Como modalidade termoterápica foi utilizada uma compressa quente à temperatura de 42°C, aplicada por 30 minutos. Os resultados mostraram que a temperatura intra-articular aumentou significativamente durante a aplicação do recurso

termoterápico (variação de 1,2°C), permanecendo relativamente estável durante a próxima meia hora após a remoção do calor. Apesar disso, os valores atingidos não se aproximaram daqueles recomendados para que se tenham os benefícios terapêuticos conseqüentes ao aquecimento tecidual. Entretanto, os autores ressaltam que a elevação de 1,2°C na temperatura pode ser suficiente para agravar os sinais e sintomas presentes na fase inflamatória aguda, recomendando cautela na indicação das modalidades termoterápicas.

Achados semelhantes também foram encontrados por Oosterveld e Rasker (1992) ao avaliarem os efeitos da aplicação de uma compressa de parafina e de ondas-curtas sobre as temperaturas da pele e da articulação do joelho humano. A compressa de parafina foi aplicada à temperatura média de 47°C, por 10 minutos. As ondas-curtas foram aplicadas por 15 minutos na intensidade suficiente para causar uma sensação de aquecimento perceptível e agradável. A temperatura da pele aumentou após a administração de ambos recursos, mas o aumento induzido pela compressa de parafina (de 28,8°C para 37,7°C) foi significativamente maior comparado ao induzido pelas ondas-curtas (de 27,6°C para 30,0°C). A temperatura intra-articular também elevou nos dois tratamentos, passando de 32,5°C para 33,9°C, com as ondas-curtas e de 32,5°C para 36,0°C, com a parafina. Esses achados são semelhantes aos publicados por Abramson *et al.* (1967) que relatam aumentos de aproximadamente 13°C na temperatura da pele e dos dedos da mão com aplicação, por 30 minutos de uma compressa de parafina, em detrimento a um aumento de apenas 1,3°C causado pelas ondas-curtas, aplicadas também por 30 minutos.

No intuito de avaliar a eficácia clínica das modalidades termoterápicas, Robertson, Ward e Jung (2005) realizaram um estudo comparando os efeitos do aquecimento profundo (ondas-curtas) e do superficial (compressas *hidrocollator*) em aumentar a amplitude de movimento (ADM) da articulação do tornozelo humano. Segundo os autores, somente as ondas-curtas induziram a variações significativa na ADM da articulação avaliada. Não se sabe, contudo, o quanto a temperatura intra-articular aumentou em decorrência dos procedimentos realizados.

Como se pode perceber, qualquer mudança nos parâmetros de aplicação das modalidades crioterápicas e termoterápicas influencia diretamente na magnitude na qual a temperatura tecidual irá variar, tendo impacto direto nos resultados da aplicação. As características fisiológicas bem como as propriedades termofísicas dos tecidos são, em parte, responsáveis pelas diferentes respostas térmicas dos recursos físicos. Sendo assim, a

compreensão do padrão de distribuição da temperatura produzido nos tecidos pelos vários métodos de resfriamento e aquecimento é um dos pré-requisitos básicos para seleção e aplicação inteligentes dos agentes físicos. Para tanto, a mensuração da temperatura nas diferentes camadas teciduais, antes e principalmente durante a aplicação dos recursos térmicos, faz-se necessária.

Atualmente existem diversos tipos de dispositivos que possibilitam medir a temperatura de um corpo. A facilidade de acessibilidade de qualquer estrutura superficial faz com que muitos métodos estejam disponíveis para as medições da temperatura das estruturas superficiais, dentre eles a termografia (SANTILLI; CANDELA, 1981; SHITZER; EBERHART, 1985; BAGARONE; COLOMBO; GARAGIOLA, 1987; GIANI *et al.*, 1989; GIANI, 1990) e as técnicas de radiometria mono e multi-freqüencial (DUCHARME e FRIM, 1988; BADARTI; BROWN; TOGNOLATTI, 1992; ARKIN *et al.*, 1994; CHANG *et al.*, 1998).

Já as medições de temperatura em tecidos e estruturas mais profundas são geralmente mais complexas e difíceis de serem realizadas (BRAJKOVIC; DUCHARME, 2005), devido principalmente à necessidade, nesses casos, de um procedimento invasivo para a colocação de um sensor (SALTIN *et al.*, 1968; KENNY *et al.*, 2002a; KENNY *et al.*, 2002b; KENNY *et al.*, 2003). Dentre esses, os mais comumente utilizados são os termopares e os termistores e isso provavelmente se deve à alta sensibilidade desses sensores e à baixa variabilidade das medições de um instrumento para outro. Além disso, esses dispositivos podem ser confeccionados em tamanhos extremamente pequenos, são de fácil instrumentação e apresentam propriedades térmicas, tais como condutividade térmica K , capacidade calorífica volumétrica ρc_p e difusividade térmica α próximas às dos valores médios para os meios biológicos (MOREIRA, 2002).

Outros dispositivos, tais como raios-X (FALLONE *et al.*, 1982), ultra-som (AMINI; EBBINI; GEORGIU, 2005), tomografia computadorizada (PARKER *et al.*, 1983; PARK *et al.*, 2001), imagem por ressonância magnética nuclear (CARTER *et al.*, 1998; YANAGISAWA *et al.*, 2003a; YANAGISAWA *et al.*, 2003b; MELODELIMA *et al.*, 2004), sensores de fibra ótica (AKKIN *et al.*, 2003), *Laser doppler flowmetry* (ORAEVSKY *et al.*, 1997; TELENKOV *et al.*, 2004) têm sido, também, utilizados para medir, de forma não-invasiva, a temperatura de estruturas profundas. Esses métodos, contudo, não são empregados em aplicações clínicas, devido, principalmente, ao seu alto custo.

Ao revisar a literatura pode-se perceber que a grande maioria dos trabalhos desenvolvidos nessa área está voltada ao estudo da hipertermia para o tratamento do câncer (PARKER *et al.*, 1983; ROEMER, 1999; STEC *et al.*, 2004) e da hipotermia para o congelamento de órgãos e procedimentos cirúrgicos (BISCHOF, 2000; RUBINSKY *et al.*, 2005), cujas condições diferem daquelas nas quais o aquecimento e o resfriamento são realizados durante a reabilitação fisioterápica. É visível a escassez de trabalhos 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 resfriamento e aquecimento tecidual. Dentre os estudos existentes a atenção é normalmente voltada a apenas uma camada ou estrutura tecidual específica, na maioria das vezes pele (LIU *et al.*, 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; WARD; JUNG, 2005), ficando negligenciadas as relações térmicas existentes entre um tecido e as estruturas a ele adjacentes.

Fica claro, portanto, a necessidade de se investigar o comportamento da temperatura tecidual em situações térmicas que são comuns ao dia-a-dia do fisioterapeuta e, assim, prover conhecimentos que possam ser aplicáveis especificamente à prática desses profissionais.

5 MATERIAL E MÉTODO

5.1 Procedimento experimental

5.1.1 Modelo animal

Para a realização deste estudo piloto foi utilizado um cão mestiço (*Canis familiaris*) adulto, sem raça definida, do sexo masculino, com massa corporal de 21,0 kg (Figura 1A), proveniente do Centro de Controle de Zoonoses da Prefeitura Municipal de Belo Horizonte. A articulação selecionada para receber a aplicação dos recursos térmicos e realização das medidas de temperatura foi o joelho (Figura 1B).

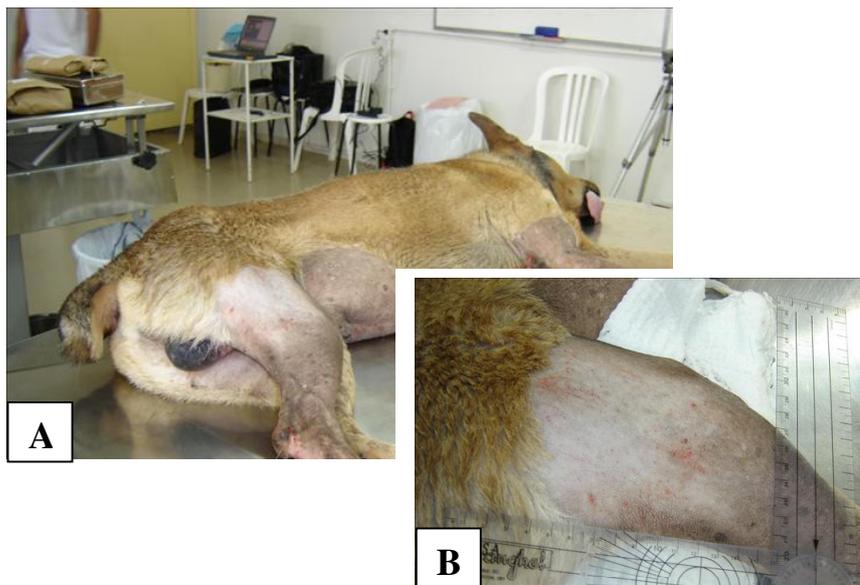


FIGURA 1 - Cão utilizado como modelo experimental para o estudo da transferência de calor na articulação do joelho. A: animal sedado antes dos procedimentos experimentais; B: articulação na qual os recursos térmicos foram aplicados

5.1.2 Procedimentos

O protocolo experimental utilizado neste estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Experimentação Animal (CETEA) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG) e foi conduzido obedecendo-se aos princípios éticos do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA) (COBEA, 2001).

O experimento foi realizado no bloco cirúrgico do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Minas Gerais e contou com a participação da equipe de médicos veterinários do local. A temperatura e a umidade relativa do ar dentro do bloco foram monitoradas durante todo o experimento por meio de um relógio termo-higrômetro digital MINIPA, modelo MT-241, com precisão de $\pm 1^{\circ}\text{C}$ (0°C a 40°C) e resolução de $0,1^{\circ}\text{C}$ para as medidas de temperatura e de $\pm 5\%$ (25% a 80%) e 1%, respectivamente, para as medidas de umidade relativa do ar.

Todos os procedimentos foram realizados no joelho direito, com o animal posicionado em decúbito lateral esquerdo, sobre uma bancada cirúrgica devidamente forrada para se evitar variações da temperatura corporal do animal durante a realização do experimento.

Antes de dar início aos procedimentos, o animal foi pré-medicado com xilazina a 2% (1,0 mg/kg, intravenoso) e em seguida submetido à anestesia geral. Essa foi induzida com pentobarbital a 3% (12,5 mg/kg, intravenoso) e mantida com doses adicionais do mesmo fármaco, de forma que o animal permanecesse durante todo o período experimental no terceiro plano do terceiro estágio anestésico, segundo classificação de Guedel (MASSONE, 1994). Como parâmetros de avaliação do plano anestésico foi realizada a observação clínica de reflexos (palpebral e mandibular), da resposta a estímulos dolorosos e dos movimentos respiratórios.

Após tricotomia e anti-sepsia da superfície cutânea do joelho com PVPI[®] (solução anti-séptica para a pele a base de iodopovidona) e álcool iodado, foram posicionados, de forma asséptica, termopares do tipo K classe especial (espessura de 0,25 mm e incerteza de $\pm 1,1^{\circ}\text{C}$ em relação ao valor medido) (Figura 2) nas áreas nas quais se desejava monitorar a temperatura articular: externamente, na superfície cutânea (Figura 3A), um medialmente e outro lateralmente à articulação e, internamente, nas regiões subcutânea (hipoderme) (Figura 3B), pericapsular (Figura 3C) e no meio intra-articular (Figura 3D). Esses últimos foram implantados e posicionados em seus respectivos locais com o auxílio de cânulas que serviram como guia para passagem dos termopares. Antes de serem posicionados em seus respectivos locais, todos os termopares foram previamente esterilizados.

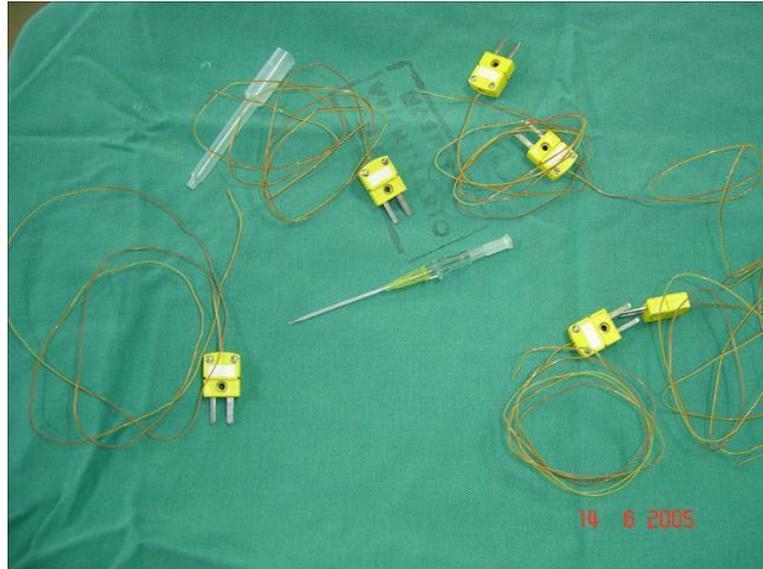


FIGURA 2 - Termopares utilizados para as medições da temperatura das camadas teciduais da articulação do joelho do cão



FIGURA 3 - Posicionamento dos termopares: A- superfície cutânea; B- região subcutânea; C- região pericapsular e D- meio intra-articular

A percepção da sensação tecidual durante a inserção dos termopares auxiliou na localização das regiões subcutânea e pericapsular. A confirmação do termopar no meio intra-articular se fez pela aspiração prévia de líquido sinovial através da cânula. Todos os termopares (externos e internos) foram afixados em seus respectivos locais por meio de suturas simples.

Para auxiliar as análises e verificar se a metodologia utilizada para aplicação dos recursos térmicos foi efetiva em promover aquecimento e resfriamento uniformes da pele, e conseqüentemente das camadas a ela adjacentes, o campo térmico da superfície cutânea também foi monitorado imediatamente antes e após a aplicação do frio e do calor por meio de uma termocâmara *Thermovision AGEMA-P20 (FLIR SYSTEM™)*. Para realização destas medidas, o valor da emissividade considerado para a pele foi de 0,95 e o equipamento foi posicionado a 60 cm do alvo, focado sobre a face anterior do joelho (Figura 4).

As imagens captadas pela termocâmara foram transferidas para um computador e processadas utilizando-se o programa *ThermaCAM™ Researcher 2001 (FLIR SYSTEM™)*. Posteriormente, elas foram plotadas utilizando-se a amplitude térmica entre -40°C e 120°C e escala calorimétrica contínua “RAINBOW900”, na qual as cores branco, vermelho, amarelo, verde, azul e preto representam um gradiente decrescente das áreas de temperatura, igualmente distribuídas na escala, da mais quente para a mais fria.



FIGURA 4 - Posicionamento da termocâmara para a filmagem do campo térmico da superfície cutânea do joelho direito

A temperatura retal também foi monitorada durante todo o período experimental utilizando-se, inicialmente, um termômetro de mercúrio em vidro *BD Thermoflat®*, com resolução de $0,1^{\circ}\text{C}$, ao qual posteriormente se somou a um termopar tipo K, com as mesmas características já descritas. A leitura do termômetro de mercúrio foi feita a cada dez minutos, até o instante do posicionamento do termopar na mucosa retal (Figura 5) e, posteriormente, a cada meia hora para avaliação clínica do animal. As leituras iniciais do termômetro de

mercúrio foram utilizadas para calcular os valores médios da temperatura retal pré-sedação/indução anestésica e as do termopar para avaliar o comportamento da temperatura corporal durante a aplicação do calor e do frio.

O sistema para aquisição de dados DATAPAC©1990-2005, *Klin Tracker for Windows v3.04*, foi utilizado para a coleta e armazenamento dos dados. Esta se iniciou após os termopares estarem posicionados e fixados nos seus respectivos locais e se estendeu continuamente até o término do experimento, com registro dos dados a cada dois segundos. Ao final do período experimental, os dados foram transferidos para um micro-computador (Pentium® M45-S355, TOSHIBA) para processamento e análise dos dados.



FIGURA 5 - Dispositivos utilizados para a medida da temperatura retal do cão. A- posicionamento do termopar na mucosa retal; B- termômetro de mercúrio em associação ao termopar

Os recursos termoterápico e crioterápico foram aplicados seguindo as recomendações da *Australian Physiotherapy Association (APA)* (ROBERTSON *et al.*, 2001). Para ambos procedimentos, o membro da articulação alvo permaneceu elevado durante o período de aplicação dos recursos, a fim de evitar interferências nas trocas térmicas devido ao contato entre o agente físico e a bancada cirúrgica (Figura 6).



FIGURA 6 - Posicionamento do membro do cão para aplicação dos recursos térmicos

Como fonte de calor foram utilizadas duas bolsas térmicas de gel (*MERCUR Body Care*[®]) (Figura 7), de massa igual a 1,0 kg, aquecidas em banho-maria à temperatura média de $80,2^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ durante uma hora. As bolsas foram aplicadas à temperatura média de $76,7^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$, por um período de 30 minutos, uma medialmente e outra lateralmente ao joelho, de forma que a articulação ficasse completamente envolvida. Antes de serem aplicadas, as compressas foram embrulhadas em uma toalha, de modo que entre a pele e a compressa existissem duas camadas de toalha. Faixas de crepom foram utilizadas para fixação das bolsas e manutenção de um adequado contato entre o recurso termoterápico e a superfície articular. O isolamento térmico do sistema foi feito com o auxílio de três toalhas posicionadas sobre as bolsas térmicas, de forma a envolver completamente todo o conjunto (Figura 8).



FIGURA 7 - Bolsa térmica utilizada para a promoção do aquecimento articular. Observa-se termopar com a extremidade inserida na bolsa (seta)



FIGURA 8 - Posicionamento, fixação e isolamento das bolsas térmicas utilizadas para a promoção do aquecimento articular

O resfriamento articular foi realizado por meio de duas compressas geladas, uma aplicada a partir da superfície medial e outra da superfície lateral, de forma a envolver todo o joelho, por um período de 30 minutos. As compressas foram confeccionadas a partir de 0,8 kg de gelo manualmente triturado em pequenos pedaços e envolvido por uma toalha. A superfície de contato entre a compressa e área alvo foi previamente umedecida, com o intuito de favorecer as trocas térmicas. A fixação e o isolamento ambiental das compressas seguiram os mesmos procedimentos utilizados para o aquecimento.

Durante todo o período de aplicação das bolsas térmicas e das compressas de gelo, a temperatura dos recursos também foi monitorada por meio de termopares tipo K, idênticos aos utilizados para medida da temperatura articular, posicionados da seguinte forma: um dentro de cada uma das bolsas de termogel, um no interior de uma das compressas geladas e outro na superfície dessa mesma compressa (interface com pele) (Figura 8). A coleta e o armazenamento dos dados também foram realizados pelo sistema DATAPAC©1990-2005.

O experimento ocorreu na seguinte seqüência (Figura 9): 1) coleta de dados pré-sedação/indução anestésica, na qual registrou-se a temperatura corporal inicial do animal; 2) sedação e indução anestésica do animal seguida da tricotomia da região alvo; 3) posicionamento e fixação dos termopares na articulação e mucosa retal; 4) aplicação do recurso termoterápico; 5) intervalo de 40 minutos pós-termoterapia/pré-crioterapia, visando restabelecimento das condições experimentais iniciais para proceder a aplicação do recurso

crioterápico; 6) aplicação do recurso crioterápico.

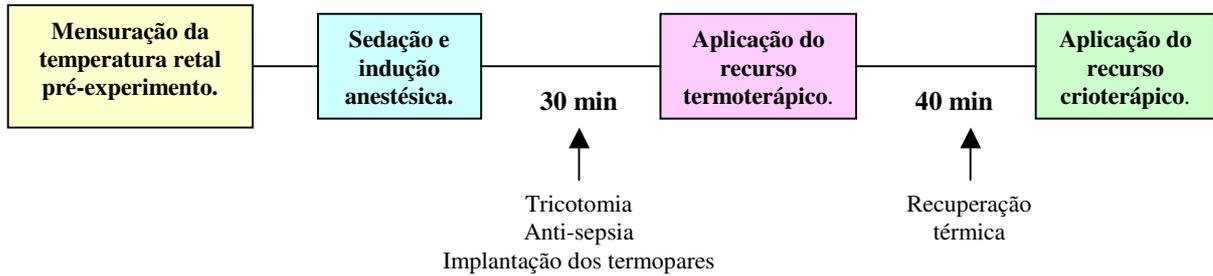


FIGURA 9 - Seqüência dos eventos durante o período experimental

Ao final do período experimental, o animal foi submetido à eutanásia e a dissecação da articulação do joelho foi realizada para confirmação do posicionamento dos termopares em cada uma das camadas teciduais de interesse (regiões subcutânea, pericapsular e intra-articular). Os resultados da dissecação podem ser vistos no Apêndice A.

5.2 Métodos para análise dos dados de temperatura

Os dados coletados foram organizados em planilhas eletrônicas e a temperatura média ($T_{média}$), as temperaturas inicial (T_i) e final (T_f), as temperaturas máxima ($T_{máx}$) e mínima ($T_{mín}$) e as diferenças entre as temperaturas máxima e mínima ($\Delta T_{máx-mín}$) e entre as temperaturas final e inicial (ΔT_{f-i}) para cada uma das regiões foram obtidas e utilizadas para avaliar o efeito dos recursos térmicos sobre a temperatura de cada uma das camadas teciduais.

A análise do comportamento da temperatura durante os processos de aquecimento e resfriamento articular foi feita a partir dos gráficos da temperatura T ($^{\circ}\text{C}$) em função do tempo t (s) obtidos para cada uma das regiões em estudo. Baseando-se no aspecto das curvas obtidas, modelos de funções exponenciais decrescentes [Equação (1)] foram selecionados para se fazer o ajuste matemático dos dados. Esse foi realizado utilizando-se os programas ORIGIN v 6.0 e MATLAB v 6.5.1.

$$T = T_0 + \Delta T \cdot e^{-t/\tau} \quad (1)$$

Onde: T é a temperatura ($^{\circ}\text{C}$) no instante t

t é o tempo (s)

T_0 é a temperatura ($^{\circ}\text{C}$) no instante $t = \infty$

ΔT é a diferença entre a temperatura inicial T_i ($^{\circ}\text{C}$) e T_0

τ é a constante de tempo do sistema (s). Representa o tempo necessário para que o sistema atinja aproximadamente 63% do seu valor final.

As constantes de tempo τ obtidas foram comparadas entre si e, a partir desta comparação, procurou-se determinar a existência de relações entre o comportamento da temperatura das áreas avaliadas, com ênfase na relação da pele como o meio intra-articular. Como forma de auxiliar estas análises, as taxas médias de crescimento da temperatura foram calculadas para intervalos de tempo nos quais a curva da variação da temperatura apresentava graficamente um comportamento semelhante. Para este cálculo, utilizou-se a Equação (2). O instante a partir do qual a variação da temperatura ao longo do tempo foi menor do que $\pm 0,5\%$ do valor final da temperatura foi também determinado para cada uma das camadas avaliadas e utilizado como critério para definição da estabilidade do sistema.

$$\text{Taxa} = \frac{\Delta T}{\Delta t} \quad (2)$$

Onde: *Taxa* é a taxa média de variação da temperatura ($^{\circ}\text{C/s}$) no intervalo de tempo t (s).

ΔT é a diferença entre a temperatura final e inicial ($^{\circ}\text{C}$) para o intervalo de tempo t (s).

Δt é a diferença entre o tempo final e inicial (s) para o intervalo de tempo t (s).

O modelo físico para simular o joelho do animal foi considerar um único cilindro, composto por quatro camadas anulares e concêntricas, cada uma representando um diferente tipo de tecido: a pele, o subcutâneo (região hipodérmica), a região pericapsular e o meio intra-articular, ilustrados na Figura 10. O modelo foi desenvolvido com base nas medidas de raio r (m), comprimento l (m) e altura H (m) obtidos do joelho do animal e a partir de dados sobre a massa específica ρ (kg/m^3) e espessura média E (m) de cada uma das camadas teciduais retirados da literatura (DENG; LIU, 2002; JIANG *et al.*, 2002; LIU *et al.*, 1999; TORVI; DALE, 1994; KAMINSKI, 1990). Esses dados foram utilizados para estimar a área A (m^2), o volume V (m^3) e a massa m (kg) de cada uma das camadas do modelo bem como de toda a articulação. Para os cálculos, considerou-se a média entre os valores encontrados (Tabela 3).

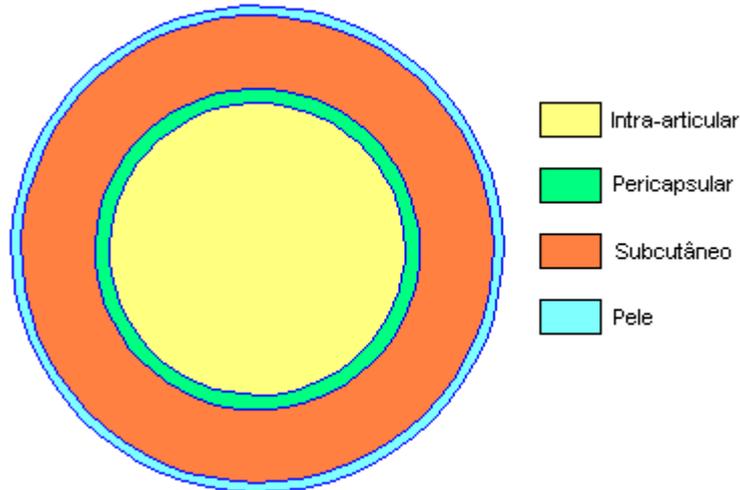


FIGURA 10 - Modelo físico confeccionado para representar a articulação do joelho do cão

TABELA 3 - Características e propriedades termofísicas das camadas teciduais do modelo articular

Região	Massa específica (kg/m ³)	Calor específico (J/kg °C)	Massa (kg)	Espessura (m)	Volume (m ³)
Pele	1200	3400	0,07	0,002	6,2x10 ⁻⁵
Subcutâneo	1116	3183	0,43	0,015	3,8x10 ⁻⁴
Pericapsular	1000	4178	0,06	0,003	5,9x10 ⁻⁵
Intra-articular	1400	3000	0,40	0,03	2,8x10 ⁻⁴

FONTE: KAMINSKI, 1990; TORVI; DALE, 1994; LIU *et al.*, 1999; DENG; LIU, 2002; JIANG *et al.*, 2002; GOWRISHANKAR *et al.*, 2004.

Para as análises, a distribuição espacial da temperatura em cada uma das camadas foi considerada como uniforme, sendo representada, no estado de equilíbrio, pela equação do balanço de energia, onde:

$$\begin{aligned}
 \text{Energia térmica da camada} &= \text{Calor gerado pelo metabolismo} + \text{Calor recebido por condução das camadas adjacentes} - \text{Calor perdido pela perfusão sanguínea} - \text{Calor perdido para o ambiente}
 \end{aligned}$$

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Um dos objetivos desse estudo foi avaliar o comportamento da temperatura tecidual durante os processos de aquecimento e resfriamento articular *in vivo*. A escolha do joelho para este fim baseou-se no fato de que dentre as articulações humanas, esta é uma das mais freqüentemente acometidas tanto por lesões traumáticas como por degenerativas (WEBER; WARE, 2000) e, devido a isso, é uma das articulações que mais recebe aplicações dos recursos térmicos. Adicionalmente, a sua localização, entre o quadril e o tornozelo, associada a sua função de sustentação do peso corporal, fazem com que as lesões desta articulação tenham grande impacto sobre a marcha e, conseqüentemente, sobre a locomoção humana. Sendo assim, utilizar o joelho como modelo para se estudar o comportamento da temperatura articular durante os processos de aquecimento e resfriamento é de grande relevância para prática clínica dos fisioterapeutas.

O cão foi o animal selecionado para o estudo por possuir mecanismos de termorregulação corporal e características articulares semelhantes aos do homem (MARIA *et al.*, 2003). Segundo Goldenberg *et al.* (2001), o cão está entre as seis espécies mais comumente citadas nas bases de dados da Biblioteca Regional de Medicina, incluindo a Medline (*National Library of Medicine – USA*), Lilacs (Literatura Latina Americana e do Caribe em Ciências da Saúde), SciELO (*Scientific Eletronic Library Online*) e Biblioteca Cochrane (*The Cochrane Database of Systematic Reviews*). Fagundes e Taha (2004), Maria *et al.* (2004) e Brun e Beck (1999) citam que além das similaridades anátomo-fisiológicas do cão com o homem, a facilidade de obtenção desse animal faz com que ele seja freqüentemente usado como modelo para investigar fenômenos e patologias relacionadas aos seres humanos. Sendo assim, os resultados deste trabalho podem ajudar no delineamento de respostas às dúvidas existentes, principalmente no meio clínico, em relação à efetividade ou não dos recursos térmicos.

Para determinar o perfil da temperatura nos sistemas biológicos, a adoção de condições experimentais ambientais estáveis e dentro da zona de neutralidade térmica é um ponto importante (FERREIRA; YANAGIHARA, 1999) devido a grande quantidade e complexidade de fatores influenciando o campo térmico dos tecidos biológicos. Para o cão, temperatura ambiente na faixa de 18°C a 25°C e umidade relativa do ar entre 40% a 50% são consideradas condições ambientais de neutralidade térmica (ALTMAN, 1972). No presente

estudo, os valores da temperatura e da umidade relativa do ar dentro do bloco cirúrgico mantiveram-se, respectivamente, em torno de 22,9°C e 41,0% durante todo o período experimental e foram considerados como satisfatórios para a realização do experimento. Nessa faixa, a geração de calor pelo metabolismo tecidual é a mais baixa e a temperatura corporal central do animal tende a permanecer estável, sem necessidades de ativação dos mecanismos de termorregulação de efeitos sistêmicos, os quais, por si só, já poderiam alterar o perfil da temperatura dos tecidos.

A média dos valores da temperatura retal antes do animal ser sedado e anestesiado (condições experimentais iniciais) foi de 37,8°C ± 0,1°C e baixou para 33,4°C ± 0,5°C ao término do experimento. Segundo a literatura (GIACOBINI, 1990), a temperatura corporal para um cão adulto saudável varia, em situações normais, entre 37,5°C a 39,9°C. Os baixos valores da temperatura corporal, principalmente ao final do período experimental, podem ser conseqüentes aos efeitos depressores das drogas utilizadas para a sedação e anestesia do cão.

A xilazina deprime o sistema nervoso central por estímulo dos alfa-2-adrenoceptores, causando redução da liberação de noradrenalina, tanto central como periféricamente, enquanto o pentobarbital atua sobre os receptores GABA, reduzindo a condução de estímulos para o córtex cerebral. Ambas as ações podem causar efeitos farmacológicos indesejáveis, tais como depressão cardiorrespiratória, queda da temperatura corporal, salivação e vômito (KLIDE; CALDERWOOD; SOMA, 1975; MUIR; HUBBEL, 1995; PRADO *et al.*, 1997; MARIA *et al.*, 2002). Emílio *et al.* (2004) observaram que cães tratados com xilazina (1,0 mg/kg IV) apresentaram queda lenta e progressiva da temperatura retal, a qual reduziu 1,4°C ± 0,5°C após 60 minutos de administração da droga.

No presente estudo, a temperatura retal do cão diminuiu cerca de 4,4°C ± 0,4°C em aproximadamente 130 minutos, caindo em média 0,034°C/min. Os valores médios e desvios padrão para a temperatura retal nos instantes pré-sedação/indução anestésica (37,8°C ± 0,1°C), pré-termoterapia (36,3°C ± 0,2°C), pré-crioterapia (35,0°C ± 0,1°C) e ao final do período experimental (33,4°C ± 0,5°C) estão representados na Figura 11.

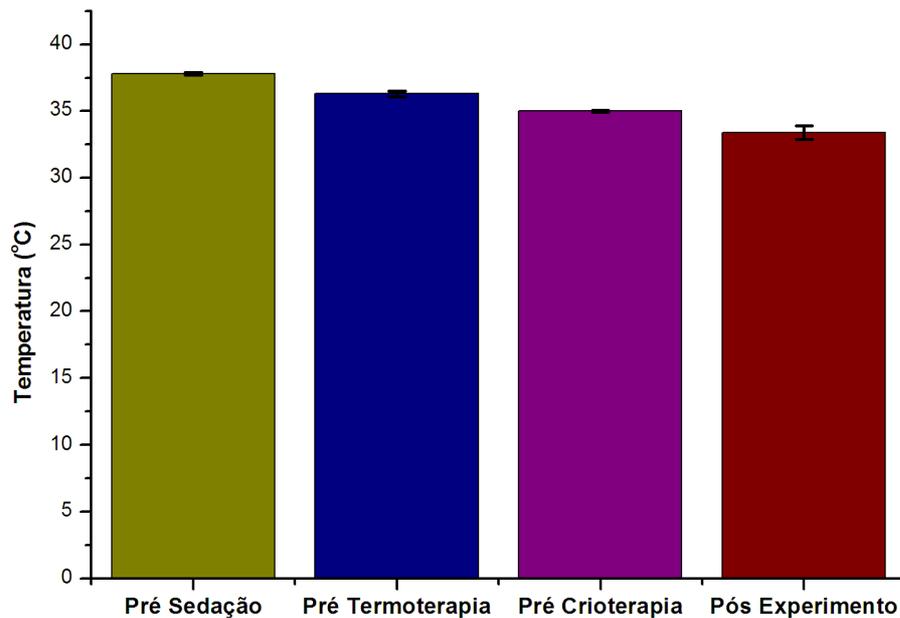


FIGURA 11 - Valores médios e desvios padrão para a temperatura retal nos instantes pré-sedação/indução anestésica, pré-termoterapia, pré-crioterapia e ao final do período experimental

Durante o período em que o calor foi aplicado, a temperatura retal sofreu variação de aproximadamente $0,5^{\circ}\text{C}$, passando de $36,4^{\circ}\text{C}$ para $35,9^{\circ}\text{C}$ e continuou caindo durante o intervalo de tempo que antecedeu a aplicação do recurso crioterápico. A variação da temperatura durante o período de resfriamento foi cerca de três vezes maior (aproximadamente $1,6^{\circ}\text{C}$) do que a ocorrida durante o aquecimento, com a maior variação ($1,1^{\circ}\text{C}$) ocorrendo nos instantes iniciais do resfriamento ($t \approx 400$ segundos) como mostra a Figura 40.

Essa maior variação observada nos valores da temperatura retal, durante a aplicação do recurso crioterápico, pode ser explicada, novamente, pelos efeitos depressores dos fármacos utilizados, como também por um possível efeito sistêmico do frio. O longo período no qual o animal permaneceu anestesiado somado às doses complementares do pentobarbital (necessárias para manutenção da anestesia ao longo do período experimental) pode ter contribuído para a maior variação da temperatura retal ao longo do período de aplicação do frio (OHKOSHI *et al.*, 1999; BENTES; PIMENTEL, 2003). Pode-se pensar também que, a massa de gelo utilizada para o resfriamento (1,6 kg), pode ter sido excessiva frente à massa corporal do animal (21,0 kg) e, desta forma, ter sido suficiente para induzir alterações nos valores da temperatura corporal e, conseqüentemente, da temperatura retal.

Vale a pena ressaltar, também, que no instante de maior queda da temperatura retal, coincidentemente o animal começou a superficializar (sair do plano anestésico) e como reação, foram desencadeados pequenos tremores corporais. Esses podem ter causado alteração no posicionamento do termopar da mucosa retal e, alterando os valores medidos. Na Figura 40 é possível observar que assim que as condições anestésicas são estabilizadas, a temperatura retal assume um comportamento semelhante ao ocorrido durante o período de aplicação das bolsas térmicas, apesar de estar num patamar mais baixo. Se desprezarmos, então o intervalo no qual este possível fato ocorreu, verifica-se que a queda da temperatura retal durante o período de aplicação das compressas de gelo se assemelha à variação da temperatura ocorrida durante a aplicação do calor (ambas em torno de $0,5^{\circ}\text{C}$). Estes resultados são semelhantes aos encontrados na literatura, que descreve que os efeitos da aplicação local do frio e do calor sobre a temperatura e funções teciduais são restritos à região na qual esses recursos estão sendo aplicados, não sendo suficientes para induzir a respostas termorreguladoras de efeitos sistêmicos e, conseqüentemente, alterar a temperatura corporal, representada, nesse contexto, pela temperatura retal (MEEUSEN; LIEVENS, 1986; HALVORSON, 1990; LOW; REED, 2001).

Os dados coletados nos instantes antecedentes à aplicação dos recursos térmicos mostraram que a temperatura das camadas avaliadas diferem entre si e são todas menores do que a temperatura retal (Tabela 4). Esses achados estão de acordo com Pardasani e Adlakha (1995) que relatam que a temperatura não é igual e nem será igualmente mantida nas diferentes partes e tecidos do corpo. Na parte mais central, ela é mais elevada e precisamente controlada, em contraste com as camadas mais superficiais, nas quais ela é menor e varia amplamente, de acordo com as condições externas. Segundo Low e Reed (2001), essa diferença entre a temperatura das estruturas mais internas e a da superfície corporal é um fator crítico para o controle térmico do organismo uma vez que ela influenciará a taxa na qual o calor irá ser transferido dos tecidos internos para a pele e desta para o ambiente.

Pardasani e Adlakha (1995) e Low e Reed (2001) citam que a temperatura da pele será sempre um valor intermediário entre a temperatura do sangue, representativo da temperatura central, e a temperatura do ambiente externo. No presente trabalho, os valores médios da temperatura da pele (regiões medial e lateral) para os instantes iniciais do experimento também estavam entre os da temperatura retal ($\pm 35,7^{\circ}\text{C}$) e do ambiente ($\pm 22,9^{\circ}\text{C}$).

TABELA 4 - Valores médios e desvios padrão da temperatura retal, da pele (medial e lateral) e das regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular antes da aplicação dos recursos térmicos

Situação	Regiões / Temperatura (°C)					
	Reto	Pele (região medial)	Pele (região lateral)	Subcutâneo	Pericapsular	Intra-articular
Pré- termoterapia	36,3 ± 0,2	33,7 ± 0,1	29,8 ± 0,3	30,5 ± 0,1	29,5 ± 0,1	33,4 ± 0,1
Pré- crioterapia	35,0 ± 0,1	31,7 ± 0,2	29,7 ± 0,7	31,8 ± 0,0	32,3 ± 0,1	32,9 ± 0,0

Pode-se observar que assim como existe um gradiente térmico entre a temperatura corporal e a das regiões medial e lateral da pele, existe também diferença entre a temperatura média da pele ($31,9^{\circ}\text{C} \pm 1,9^{\circ}\text{C}$) e a do meio intra-articular ($33,1^{\circ}\text{C} \pm 0,4^{\circ}\text{C}$). Segundo Low e Reed (2001), essas diferenças podem ser mantidas graças à baixa condutividade térmica dos tecidos interpostos entre a pele e a região corporal mais central, especialmente a do tecido adiposo. A transferência de calor nesse caso dependerá, em grande parte, do fluxo sanguíneo regional (perfusão sanguínea). Portanto, a geometria da rede vascular e a distribuição do fluxo sanguíneo têm profundo efeito sobre as trocas de calor que ocorrem nos sistemas biológicos e, conseqüentemente, sobre a temperatura dos diferentes tecidos corporais (CHEN; HOLMES, 1980; PARDASANI; ADLAKHA, 1995).

No intuito de contabilizar a contribuição simultânea dos processos de condução e convecção na pele e na região subcutânea, Keller e Seiler (1971) sugerem expressar o fluxo de calor nessas regiões em termos da condutividade efetiva k_{ef} determinada em função das espessuras e das propriedades térmicas das camadas teciduais, da taxa de perfusão capilar e da contribuição dos mecanismos de contra-corrente artério-venosa.

Como a articulação do joelho é constituída por quatro elementos básicos (o líquido sinovial, a cartilagem articular, o osso subcondral e a cápsula articular), sobrepostos pelo tecido subcutâneo e a pele (TANDON; BALI, 1996) e a organização da rede vascular, o metabolismo e a condutividade térmica desses tecidos diferem marcadamente (JAIN *et al.*, 1979), era de se esperar que a temperatura das regiões articulares avaliadas também fosse diferente, conforme mostram os achados do presente estudo (Tabela 4).

Hollander *et al.* (1951) relataram que devido as suas características fisiológicas e termofísicas, em situações normais, a temperatura intra-articular em geral tende a ser mais

baixa do que a temperatura retal e mais elevada do que a temperatura da pele. Para MAINARDI *et al.* (1979), a temperatura da região intra-articular reflete muito mais a temperatura dos tecidos moles que a circundam do que a temperatura intra-cavitária propriamente, uma vez que a atividade metabólica e fluxo sanguíneo nessa região são menores em comparação aos dos tecidos que a circundam. Segundo estes autores, quanto menor for a camada dos tecidos sobrepondo a articulação, mais a temperatura intra-articular se aproximará dos valores da temperatura da superfície cutânea. No presente estudo, a temperatura do meio intra-articular antes da aplicação dos recursos térmicos apresentou comportamento semelhante aos descritos por esses autores.

Porém, observa-se que a relação entre a temperatura da pele e a do meio intra-articular parece ser válida somente para a região medial da pele. Ao considerar a temperatura média da pele ou a temperatura da região lateral, a temperatura do meio intra-articular não mais se assemelha a essas, sendo relativamente maior. A organização do leito vascular das artérias e veias nas proximidades do joelho pode ser uma possível explicação para essa situação. Alguns modelos teóricos têm mostrado que a distribuição do fluxo sanguíneo e a geometria vascular nos membros têm profundo efeito sobre a distribuição da temperatura ao longo da pele (PENNES, 1948; CHATO, 1980; BRINCK; WERNER, 1992; WEINBAUM e JIJI, 1985; QINGHONG *et al.*, 2003). Como os principais vasos responsáveis pela irrigação dos membros inferiores estão, de modo geral, concentradas no lado medial e, a temperatura do sangue arterial se aproxima da temperatura das regiões corporais mais profundas, a temperatura da região medial da pele tenderá a se aproximar da temperatura do sangue arterial e, portanto, da temperatura do meio intra-articular. Essa organização vascular poderia também explicar as diferenças encontradas entre as temperaturas da pele nas regiões medial e lateral, uma vez que na região lateral, pelo menor contingente de vasos, a temperatura tenderá a ser mais baixa.

A manutenção da temperatura intra-articular relativamente menor do que a temperatura retal e a existência de um gradiente térmico entre essa região e a pele lateral são importantes fatores para o bom funcionamento articular. Harris Jr.; McCroskery (1974) citam em seu trabalho que a destruição da cartilagem articular pela enzima colagenase é significativamente alta a 37°C e muito menor a 32°C. Segundo Tandon e Bali (1996), essa manutenção é feita principalmente por meio da movimentação do líquido sinovial, pois a região intra-articular é desprovida de vasos sanguíneos. O calor gerado pelo metabolismo intra-articular é transferido para a cartilagem articular pelo fluido intersticial e então difundido

para o osso e daí conduzido aos demais tecidos até ser dissipado pela região lateral da pele.

Assim como o meio intra-articular, a superfície cutânea da pele (Figura 12), principalmente a epiderme (Figura 13), é também pobremente vascularizada, o que dá a esse tecido uma característica de isolante térmico. Entretanto, a partir da derme (Figura 14) até os tecidos subcutâneos (região hipodérmica) (Figura 15) a concentração de vasos sanguíneos aumenta, formando uma rede vascular de arranjo intrigante (plexo vascular superficial e plexo vascular venoso), o qual possibilita a transmissão e trocas de calor entre a superfície cutânea e as estruturas corporais mais centrais. A habilidade do corpo em alterar o fluxo de sangue que circula pelos plexos vasculares e pelas anastomoses artério-venosas, é um dos principais elementos de controle da temperatura tecidual (KELLER; SEILER, 1971; VANHOUTTE *et al.*, 2002).

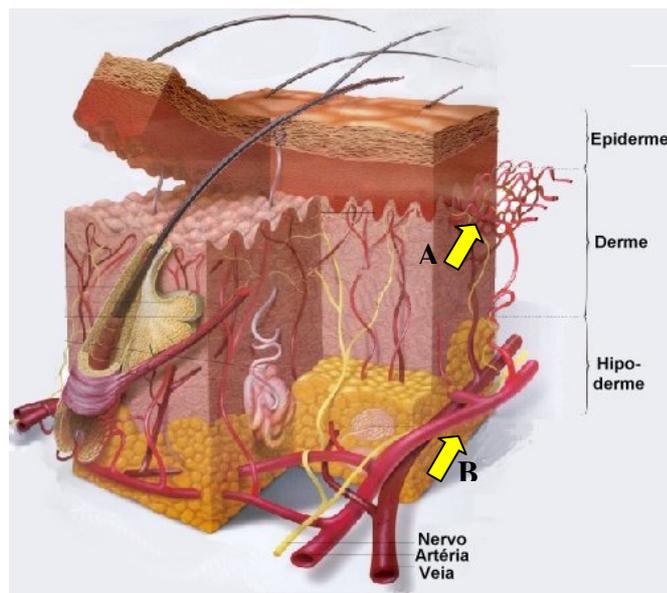


FIGURA 12 - Estrutura da pele com suas duas camadas (a epiderme e a derme) em associação à hipoderme. Observa-se a rede vascular intrigada da derme (A- plexo vascular superficial) e da hipoderme (B- plexo vascular profundo) (setas)

FONTE: www.saudeparavocê.com.br/pintanaple/histologia.htm

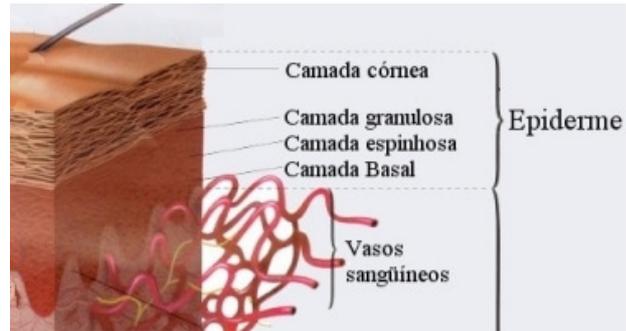


FIGURA 13 - Estrutura da epiderme

FONTE: www.saudeparavoce.com.br/pintanapele/histoepiderme.htm

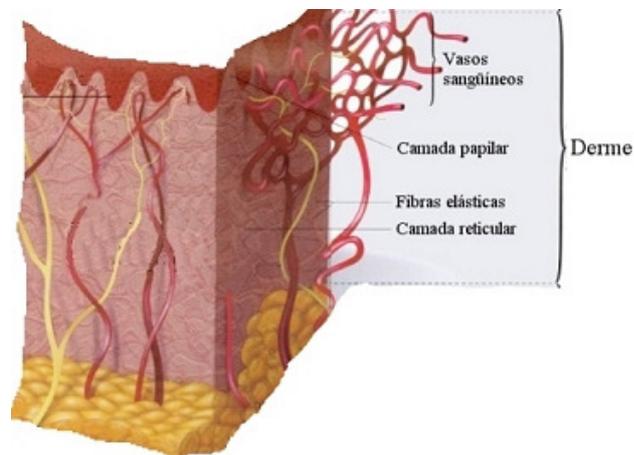


FIGURA 14 - Estrutura da derme

FONTE: www.saudeparavoce.com.br/pintanapele/histoderme.htm

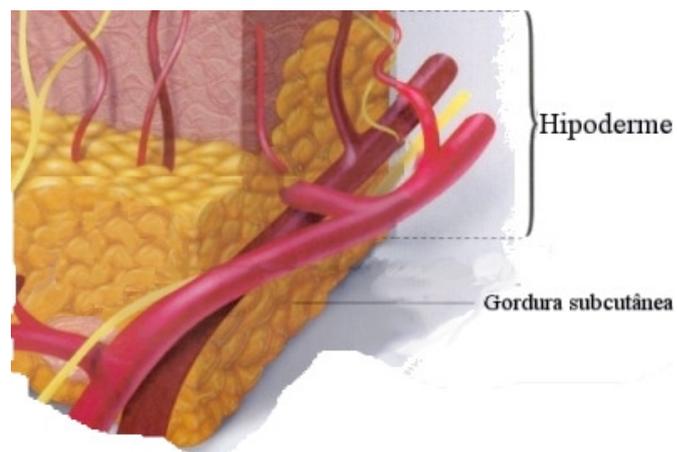


FIGURA 15 - Estrutura da hipoderme

FONTE: www.saudeparavoce.com.br/pintanapele/histohipoderme.htm

6.1 Aquecimento articular

As bolsas térmicas, à temperatura média de $76,7^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$, aplicadas por 30 minutos sobre o a superfície cutânea do joelho, foram efetivas em aumentar a temperatura de todas as regiões estudadas (Tabela 5). Esse achado está de acordo com a maioria dos trabalhos sobre termoterapia, que citam aumento da temperatura tecidual em resposta ao aquecimento superficial (ABRAMSON *et al.*, 1964; MAINARDI *et al.*, 1979; WEINBERGER *et al.*, 1989; DRAPER *et al.*, 2004). Na média, a temperatura da articulação sofreu uma elevação de $5,7^{\circ}\text{C} \pm 2,2^{\circ}\text{C}$, com o pico de temperatura ocorrendo próximo aos 30 minutos do aquecimento.

TABELA 5 - Temperaturas inicial (Ti), final (Tf) e máxima (Tmáx) e diferença entre as temperaturas final e inicial (Tf – Ti) e entre as temperaturas máxima e inicial para a pele (região medial e lateral) e para as regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular para o processo de aquecimento articular

Temperatura (°C)	Regiões				
	Pele (região medial)	Pele (região lateral)	Subcutâneo	Pericapsular	Intra- articular
Ti	$33,9 \pm 0,3$	$30,4 \pm 0,6$	$30,6 \pm 0,1$	$29,4 \pm 0,1$	$33,5 \pm 0,1$
Tf	$39,2 \pm 0,1$	$36,2 \pm 0,1$	$37,3 \pm 0,0$	$38,6 \pm 0,1$	$36,8 \pm 0,0$
Tf - Ti	$5,3 \pm 0,2$	$5,8 \pm 0,6$	$6,6 \pm 0,1$	$9,1 \pm 0,2$	$3,3 \pm 0,1$
Tmáx	$39,4 \pm 0,2$	$36,3 \pm 0,1$	$37,4 \pm 0,2$	$39,2 \pm 0,2$	$36,9 \pm 0,1$
Tmax – Ti	$5,5 \pm 0,2$	$5,0 \pm 0,1$	$6,6^{\circ} \pm 0,1$	$9,8 \pm 0,2$	$3,4 \pm 0,2$

Apesar disso, a temperatura nas camadas avaliadas ficou aquém dos limites inferiores da faixa recomendada (40°C a 44°C) para se obter alguns dos efeitos terapêuticos do calor, como por exemplo, aumentar a extensibilidade do colágeno (LEHMANN *et al.*, 1966; CHEN *et al.*, 1998a; CHEN *et al.*, 1998b; DRAPER *et al.* 1999; DRAPER *et al.*, 2004), sendo suficientes apenas para incrementar o metabolismo e fluxo sanguíneo regionais e, assim, favorecer o reparo tecidual e para induzir à diminuição da dor (LEHMANN; BRUNNER; STOW, 1958).

O comportamento da temperatura das bolsas térmicas, da superfície cutânea e do meio intra-articular durante o processo de aquecimento articular podem ser visualizados na Figura 16. É possível observar que a resposta das bolsas térmicas, da superfície cutânea e do meio intra-articular à condição térmica imposta diferem entre si, indicando que essas

estruturas apresentam diferentes capacidades de conduzir e armazenar a energia térmica, ou seja, diferentes valores de difusividade térmica α (m^2/s). A pele e o meio intra-articular, por possuírem menores valores de α ($0,74 \text{ m}^2/\text{s}$ e $1,2 \text{ m}^2/\text{s}$, respectivamente) do que as bolsas térmicas ($2,6 \text{ m}^2/\text{s}$), tendem a responder mais lentamente à condição térmica imposta. A magnitude na qual a temperatura de cada uma dessas estruturas irá variar dependerá, contudo, da massa de cada uma delas.

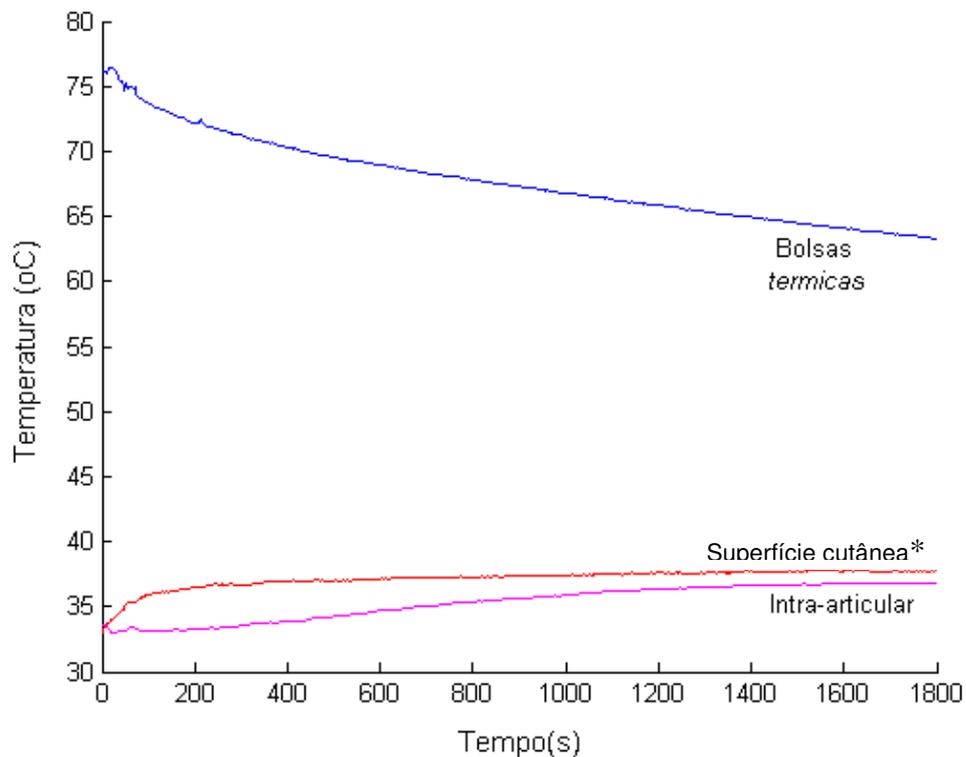


FIGURA 16 - Comportamento da temperatura das compressas de termogel, da superfície cutânea e do meio intra-articular do joelho canino durante o período de aquecimento

*Superfície cutânea representa a média das temperaturas das regiões medial e lateral da pele do joelho.

É possível observar também que a elevação da temperatura dos tecidos não acompanha a queda da temperatura das bolsas térmicas. Esta continua caindo até o final do processo de aquecimento ($t_{e(\text{bolsa})} = 1718$ segundos) ao passo que a temperatura do meio intra-articular e especialmente a da superfície cutânea tendem a se estabilizar mais rapidamente ($t_{e(\text{intra-articular})} = 1408$ segundos e $t_{e(\text{sup. cutânea})} = 1128$ segundos, respectivamente). Low e Reed (2001) relatam que o calor acrescentado em uma parte é disperso através do corpo – por condução e por convecção – até ser perdido em outras superfícies e que o aumento na temperatura num dado local será um equilíbrio entre ganho e dispersão de calor. Nas situações

terapêuticas, isso permite que o calor superficial possa ser aplicado sobre a pele sem produzir dano tecidual, uma vez que, após um dado aumento na temperatura da superfície cutânea, o mecanismo de dispersão local irá manter o mesmo ritmo que o ganho e, assim, evitar grandes elevações nos valores da temperatura da pele.

Segundo Lehmann *et al.* (1966), quando o aquecimento tecidual está ocorrendo por condução, a temperatura da pele leva algum tempo (cerca de 8 minutos) para atingir o seu valor máximo (42°C, para uma compressa térmica aplicada a 75°C). No presente estudo, as temperaturas tanto da região medial (39,4°C ± 0,2°C) quanto da região lateral (36,3°C ± 0,1°C) da pele ficaram bem abaixo desse valor e levaram cerca de 324 segundos, para a região medial, e 1366 segundos, para a região lateral, para atingirem o equilíbrio.

Ao término do processo de aquecimento, as bolsas térmicas apresentavam temperatura média de 63,3°C ± 1,10°C, a pele de 37,2°C ± 1,5°C e o meio intra-articular de 36,8°C ± 1,1°C. A taxa de calor (\dot{Q}) fornecida pelas bolsas foi calculada utilizando-se a Equação (3).

$$\dot{Q} = \frac{mC_p\Delta T}{\Delta t} \quad (3)$$

Onde: m é a massa das bolsas térmicas utilizadas para o aquecimento (kg)

c_p é o calor específico das bolsas térmicas (J/kg°C)

ΔT é a variação entre os valores médios iniciais e finais da temperatura das bolsas (°C)

Δt é a duração do processo (s)

Os valores utilizados para o cálculo foram: $m = 1,0$ kg; $c_{pbolsas} = c_{p\acute{a}gua} = 4198$ J/kg°C; $\Delta T = 13,6$ °C e $\Delta t = 1800$ s, sendo obtido um \dot{Q} de 31,3 W.

Considerando que a área aquecida apresenta geometria próxima a de um cilindro, cujos dados estão apresentados na Tabela 6, a taxa de calor \dot{Q} para cada uma das camadas articulares pesquisadas foi calculada utilizando-se novamente a (3). Os valores obtidos foram $\dot{Q}_{pele} = 0,6$ W; $\dot{Q}_{subcut\grave{a}neo} = 5,0$ W; $\dot{Q}_{pericapsular} = 1,3$ W; $\dot{Q}_{intra-articular} = 2,2$ W, totalizando um \dot{Q} total para a articulação de 9,1W.

TABELA 6 - Dados do cilindro utilizados para calcular a taxa de calor (\dot{Q}) para cada uma das regiões constituintes do modelo articular

Altura (H)	Raio (r)	Volume (V)	Área (A)
0,10 m	0,05 m	$7,9 \times 10^{-4} \text{ m}^3$	$0,031 \text{ m}^2$

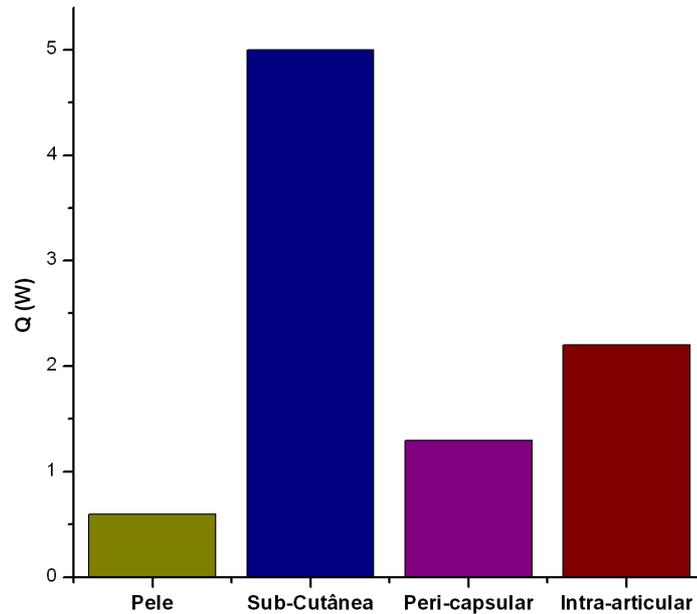


FIGURA 17 - Potência térmica \dot{Q} (W) absorvida por cada uma das regiões do modelo articular durante o processo de aquecimento.

Como pode ser visto, da potência térmica total fornecida pelas compressas térmicas (31,3 W), somente 29,1% (9,1 W) foram absorvidos pela articulação (Figura 18). O restante, 70,9% (22,2 W), foi dissipado pela circulação sanguínea e/ou perdido para o ambiente (apesar do procedimento realizado para isolamento das compressas do ambiente).

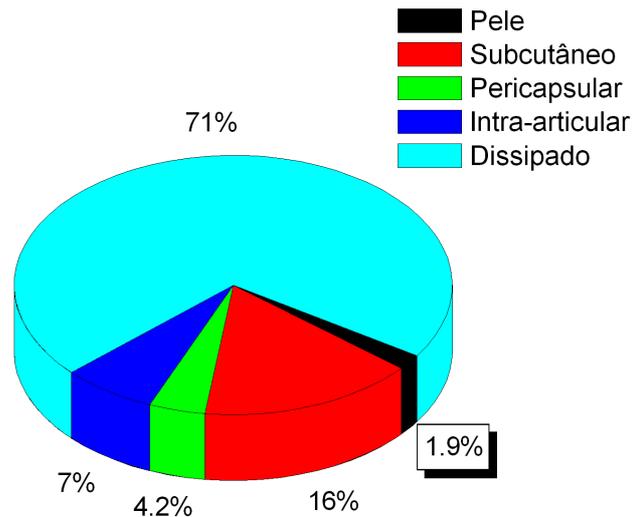


FIGURA 18 - Distribuição da potência térmica \dot{Q} (W) fornecida pelas compressas de termogel durante o processo de aquecimento articular

Pelos dados da Tabela 5, pode-se observar que, embora as temperaturas inicial e final das regiões medial e lateral da pele do joelho, bem como as temperaturas máximas sejam diferentes, as diferenças entre as temperaturas final e inicial e entre as temperaturas máxima e inicial para essas regiões são praticamente iguais (cerca de $5,3^{\circ}\text{C} \pm 0,3^{\circ}\text{C}$). As particularidades da rede vascular nos membros fazem com que as temperaturas iniciais, bem como ao longo do processo de aquecimento, da região medial e lateral da pele do joelho sejam diferentes; entretanto, como o tecido constituinte dessas duas regiões é o mesmo, o comportamento térmico final das mesmas, ou seja, a diferença entre os valores iniciais e finais da temperatura, tende a ser semelhante.

O maior aumento da temperatura ocorreu na região pericapsular (cerca de $9,0^{\circ}\text{C}$) e o menor foi observado no meio intra-articular. Segundo Myrer, Draper e Durrant (1994), a taxa de aumento da temperatura em um dado ponto irá depender, dentre outros fatores, da temperatura na qual o recurso termoterápico foi aplicado, do tamanho da área envolvida e da condutividade térmica dos tecidos, que, como já foi visto, difere de uma camada para outra, sendo mais baixa para a pele e tecidos subcutâneos e relativamente semelhante para a região pericapsular e meio intra-articular (ambas próximas à condutividade térmica da água). Provavelmente, a maior variação da temperatura da região pericapsular em relação à do meio intra-articular, se deva à pequena massa dessa região, já que as mesmas possuem valores semelhantes de condutividade térmica. A relação entre a massa e a variação da temperatura

pode ser visualizada na Equação 3, onde para um mesmo \dot{Q} , uma maior massa implica em menor variação da temperatura e vice-versa (Figuras 19 e 20).

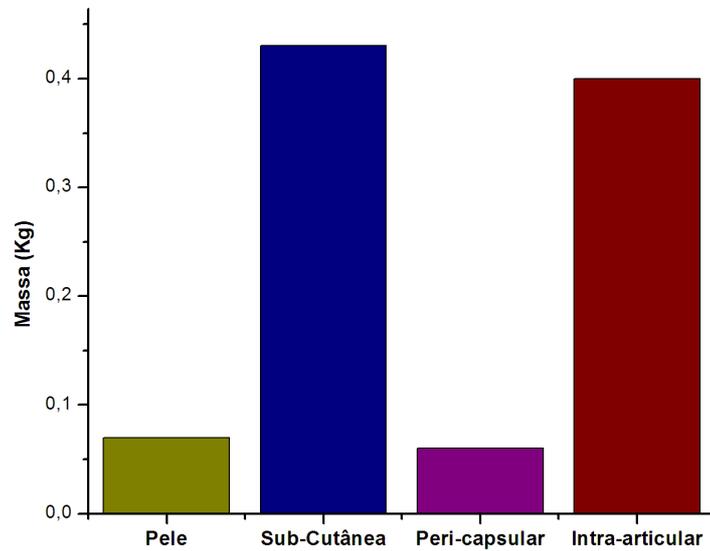


FIGURA 19 - Representação da massa de cada uma das regiões do modelo articular

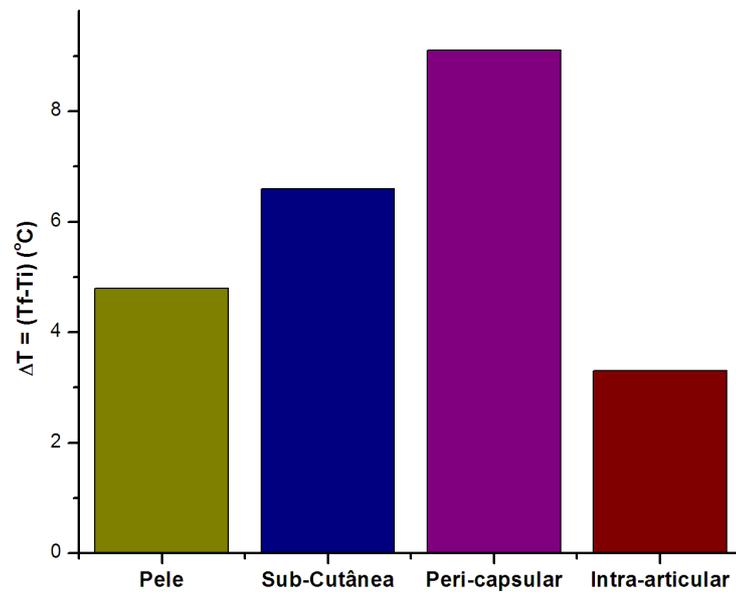


FIGURA 20 - Representação da variação da temperatura para cada uma das regiões modelo articular

Na Figura 21 observa-se o perfil da temperatura, ao longo do tempo, para cada uma das camadas teciduais constituintes do modelo articular durante o processo de aquecimento. Pode-se observar que, em todas as camadas teciduais, a temperatura apresenta um comportamento exponencial ao longo do tempo e, com exceção à região pericapsular, todas tendem a um estado de equilíbrio ao final do experimento. Esse comportamento exponencial também tem sido observado por outros autores que investigaram as relações entre a temperatura dos sistemas biológicos e o tempo (LIU *et al.*, 1999; SAIDEL *et al.*, 2001; DENG; LIU, 2002; LIU *et al.*, 2003) e ocorre porque nos sistemas térmicos biológicos, a taxa de transferência de calor q (W/m^2) numa dada direção x é proporcional ao gradiente de temperatura nesta direção e tende a diminuir exponencialmente com o tempo.

Como o gradiente de temperatura e as características fisiológicas e térmicas dos tecidos, principalmente a perfusão e a condutividade térmica, variam de uma camada para outra e ao longo do processo de aquecimento, os perfis da temperatura para cada uma das camadas avaliadas irão diferir entre si. JIANG *et al.*, (2002) relatam ainda que, além dos fatores citados, a profundidade e a espessura de cada uma das camadas teciduais também afetarão significativamente o padrão de distribuição da temperatura tecidual.

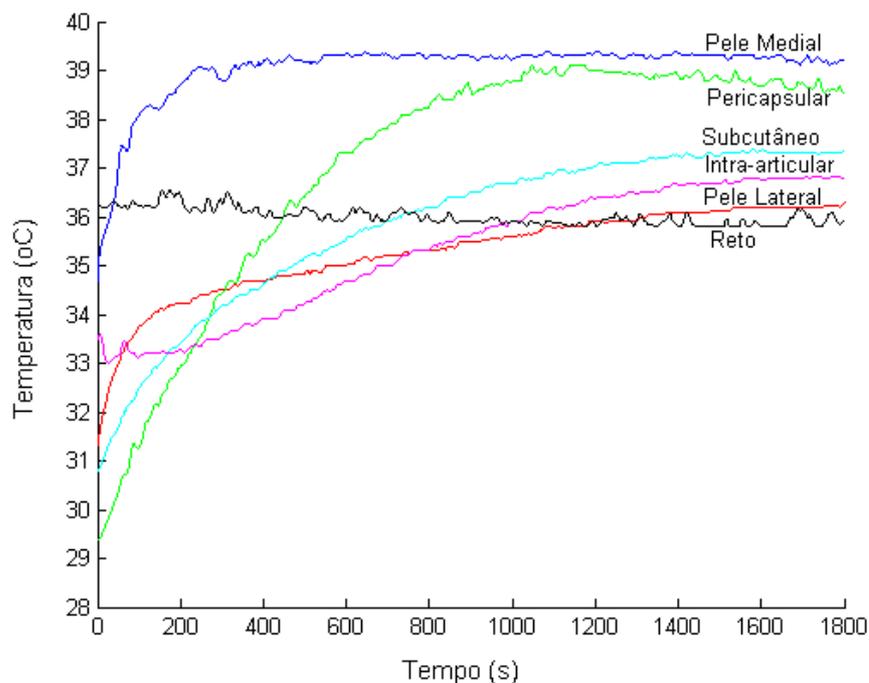


FIGURA 21 - Comportamento da temperatura retal, da pele (lado medial e lado lateral) e das regiões subcutânea, pericapsular e intra-articular durante o processo de aquecimento da articulação do joelho canino

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 ($J/^\circ C$), 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. Esse tempo pode ser interpretado como a constante de tempo térmico τ (s) do sistema (INCROPERA; DEWITT, 2003). As constantes de tempo para cada uma das camadas do modelo articular do joelho do cão estão representadas na Tabela 8. Nota-se que, com exceção à região medial da pele e ao meio intra-articular, as constantes de tempo dos demais tecidos são relativamente próximas.

TABELA 7 - Constantes de tempo de cada uma das regiões constituintes do modelo articular para o processo de aquecimento

<i>Tecido</i>	<i>Constante de Tempo (s)*</i>
Pele (região lateral)	562,6
Pele (região medial)	91,4
Subcutâneo	509,2
Pericapsular	361,0
Intra-articular	1510,0

* Nota: constantes de tempo considerando o comportamento tecidual como sendo representado por uma função exponencial decrescente de primeira ordem.

Baseando-se nos dados da Tabela 8 e nas curvas da Figura 21 é possível verificar que os tecidos com maior constante de tempo, como por exemplo o subcutâneo, demoraram mais tempo para atingir o equilíbrio térmico, o qual, no caso da região subcutânea, só ocorreu nos instantes finais do experimento ($t_e = 1308$ segundos). A gordura presente nos tecidos subcutâneos funciona como um isolante térmico, dificultando a condução de calor das camadas teciduais mais internas para a superfície cutânea e vice-versa (BELITSKY; ODAM; HUBLEY-KOZEV, 1987) e tem grande impacto no grau de variação da temperatura tanto da pele como dos demais tecidos profundos (CHESTERTON *et al.*, 2002).

Outra observação interessante ao se analisar as curvas de temperatura e as constantes de tempo das camadas articulares diz respeito ao comportamento da pele. Considerando que as regiões medial e lateral da pele do joelho são constituídas de um mesmo tecido biológico, era de se esperar que elas apresentassem o mesmo comportamento térmico ao longo do tempo. Porém, tal fato não ocorreu. Na Figura 22 pode-se perceber que a temperatura das duas regiões sofre rápido aumento nas fases iniciais do aquecimento e que na região medial, ela rapidamente tende ao equilíbrio, se estabilizando em torno dos $39^\circ C$. Esses

resultados, apesar de semelhantes aos encontrados por Draper *et al.* (1999); Garrett *et al.* (2000); Merrick *et al.* (2003) e Draper *et al.* (2004), que relatam aumento imediato da temperatura da pele nas fases iniciais do aquecimento com estabilização na faixa de 39°C a 41°C, não se aplicam à região lateral da pele.

Nessa região, a temperatura não atinge o equilíbrio, continuando a aumentar até o final do experimento. Esse comportamento pode ser explicado pelas particularidades da rede vascular em cada uma dessas regiões. Segundo Lehmann *et al.* (1966), a distribuição e o comportamento da temperatura tecidual podem ser marcadamente modificados pelo efeito de resfriamento produzido pelo aumento do fluxo sanguíneo na superfície cutânea. Este visa evitar que a temperatura tecidual ultrapasse os limites de segurança térmica, dissipando o excesso de energia para fora do sistema (DRAPER *et al.*, 2004). O aumento do fluxo sanguíneo na pele aumenta o fluxo de calor da pele para as camadas adjacentes.

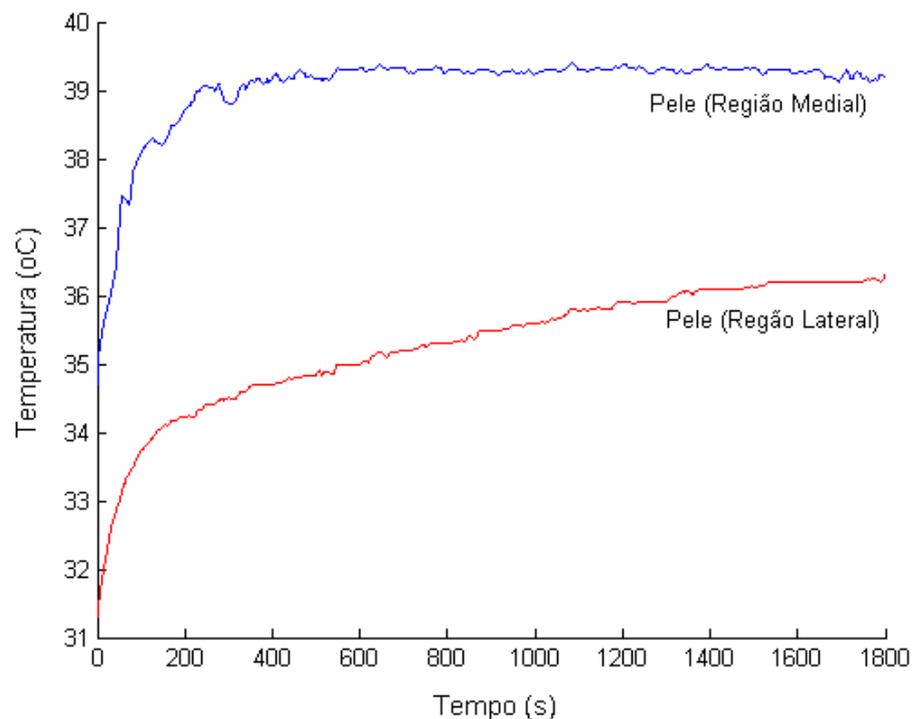


FIGURA 22 - Comportamento da temperatura das regiões medial e lateral da pele durante o processo de aquecimento da articulação do joelho canino

Outro fator que também poderia contribuir para as diferenças observadas entre os valores e comportamento da temperatura da região medial e lateral da pele do joelho seria a manutenção de um contato não adequado e diferenciado das bolsas com cada uma dessas

regiões. Porém, ao analisar as imagens referentes ao campo térmico da superfície cutânea no pós-aquecimento (Figura 23B), pode-se perceber que esse apresenta-se relativamente uniforme, indicando que o calor foi homogeneamente distribuído ao longo de toda a superfície cutânea. Tal fato é importante nas interpretações dos resultados uma vez que a temperatura de cada uma das camadas teciduais foi medida em apenas um único ponto e uma distribuição não uniforme do calor poderia resultar em interpretações equivocadas dos dados.

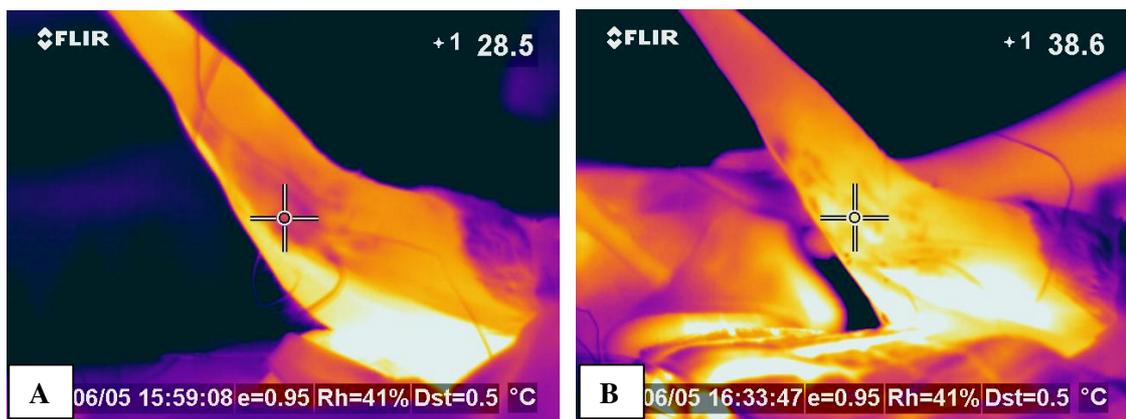


FIGURA 23 - Campo térmico da superfície cutânea da articulação do joelho canino. A- imagem pré-termoterapia; B- imagem pós-termoterapia

Dentre as camadas teciduais avaliadas, observa-se que a temperatura da região intra-articular apresenta um comportamento diferenciado das demais nos instantes iniciais do aquecimento, mantendo-se praticamente estável até o instante $t = 200s$ (tempo morto). Somente após este intervalo de tempo é que a mesma começou a aumentar. Horvath e Hollander (1949) descreveram em seu estudo comportamento semelhante a este. Segundo os autores, a temperatura da pele marcadamente aumentava em resposta à aplicação de compressas quentes na superfície cutânea, enquanto a temperatura dos tecidos profundos discretamente diminuía ou permanecia estável. Esse fenômeno foi chamado de “resfriamento reflexo” e raramente tem sido descrito na literatura. Segundo Horvath e Hollander (1949), o aumento da temperatura na superfície faz com que o sangue seja direcionado para as camadas teciduais mais superficiais (vasodilatação cutânea), induzindo a uma queda momentânea da temperatura dos tecidos profundos ou evitando por alguns instantes que a mesma varie em resposta à fonte de calor aplicada.

Outros estudos relacionando temperatura tecidual e os recursos termoterápicos comumente descrevem que a temperatura dos tecidos profundos tende a aumentar paralelamente ao aumento da temperatura da pele, mas em graus que podem se diferenciar dependendo da região e da modalidade utilizada para o aquecimento (ABRAMSON *et al.*, 1964; LEHMANN *et al.*, 1966; ABRAMSON *et al.*, 1967; ROBERTSON; WARD; JUNG, 2005). Weinberger *et al.* (1989) citam que, por possuírem valores de condutividade térmica diferentes (Tabela 9), o aquecimento tecidual ocorre de maneira seletiva nos tecidos biológicos: quanto maior o valor da condutividade térmica, maior tende a ser o grau de variação da temperatura tecidual.

TABELA 8 - Valores da condutividade térmica para diferentes tecidos biológicos

Tecido	Condutividade térmica (W/m °C⁻¹)
Pele	0,21 – 0,26
Região subcutânea (hipoderme)	0,37 – 0,52
Região capsular	0,50 – 0,51
Músculo	0,38 – 0,64
Osso	0,436
Meio intra-articular	0,59 – 0,66

FONTE: BOWMAN *et al.*, 1975; LIU *et al.*, 1999;. JIANG *et al.*, 2002; GOWRISHANKAR *et al.*, 2004.

A ocorrência do “tempo morto” na temperatura do meio intra-articular poderia, portanto, ser explicada pelos diferentes valores de condutividade térmica das camadas sobrepostas a essa região. Quando o aquecimento tecidual for realizado por condução, o fato da condutividade térmica diferir de um tecido para outro, limita, de certa forma, a variação da temperatura nas camadas teciduais mais profundas (WEINBERGER; LEVI, 1991), porém os aumentos ocorridos, apesar de pequenos, são estatisticamente significantes segundo Weinberger *et al.* (1989).

Hollander e Horvath (1949), Castor e Yaron (1976) e Weinberger *et al.* (1989) descreveram que quando modalidades de calor superficial estiverem sendo utilizadas para promoção do aquecimento tecidual, a temperatura dos tecidos mais profundos (músculo e articulações) poderá aumentar de 3°C a 4,5°C, dependendo da modalidade utilizada e dos parâmetros e técnica para aplicação da mesma. No presente estudo, a variação da temperatura do meio intra-articular foi em torno de 3°C, com as temperaturas máxima e final praticamente iguais ($\pm 36,8^{\circ}\text{C}$) ocorrendo ao final do período de aquecimento articular. Esta variação foi

semelhante à ocorrida na região lateral da pele do joelho, apesar dessas camadas apresentarem perfis térmicos distintos (Figura 24).

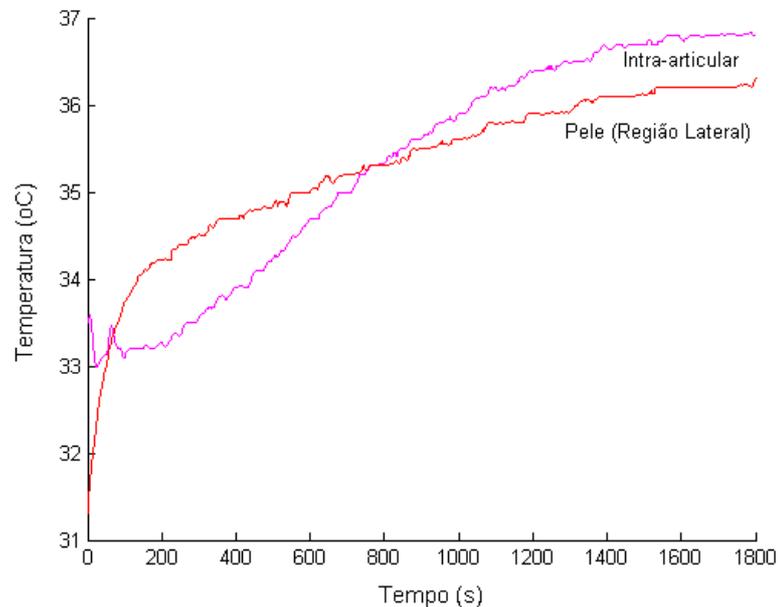


FIGURA 24 - Perfil da temperatura para a região lateral da pele e o para meio intra-articular durante o processo de aquecimento da articulação do joelho canino

É possível observar pela Figura 24 que, inicialmente, a temperatura da região lateral da pele responde mais rapidamente do que a do meio intra-articular, como era de se esperar. Isso fez com que a temperatura da região lateral da pele, inicialmente menor, se tornasse temporariamente maior ($t = 100$ segundos), estabelecendo um gradiente térmico da superfície cutânea para o meio intra-articular. A partir do tempo $t = 200$ s até o final do experimento, a taxa média de crescimento da temperatura da região lateral da pele se reduz, passando de $0,014^{\circ}\text{C/s}$ para $0,0013^{\circ}\text{C/s}$, refletindo o aumento do fluxo sanguíneo cutâneo que ocorre em resposta à elevação da temperatura. Essa redução fez com a temperatura do meio intra-articular voltasse a ser maior do que a da região lateral da pele a partir do instante $t = 800$ s, mantendo-se assim até o final do período, no qual ambas tendem a se estabilizar.

6.1.1 Análise do comportamento da temperatura durante o processo de aquecimento articular

A análise das curvas de regressão da temperatura para as camadas do modelo articular mostrou que o comportamento térmico dos tecidos pode ser bem representado por

equações exponenciais decrescentes de primeira e de segunda ordem ($\text{Chi}^2 = 0,02$; $\text{R}^2 = 0,99$). A inclusão de mais um termo, como dado pela função exponencial de terceira ordem, não agregou melhoras aparentes nas aproximações. Isso sugere que transferência de calor nos tecidos vivos durante o processo de aquecimento, embora um fenômeno complexo, ocorre por dois mecanismos principais, a condução e a convecção que, dependendo das características fisiológicas e termofísicas dos tecidos, ora predominam um em relação ao outro e, em outros momentos, se complementam.

De maneira geral, os resultados das regressões para a temperatura da região medial da pele, para o tecido subcutâneo e para a região pericapsular não diferiram de forma significativa ao se utilizar equações exponenciais de primeira, segunda ou terceira ordem, mostrando que nesses tecidos, o comportamento da temperatura pode ser representado por uma função exponencial de primeira ordem (Figuras 25 a 27). Este fato sugere que a transferência de calor nessas regiões tem fortes dependências com um dos mecanismos de transferência de calor. As características fisiológicas dessas regiões (tecidos de maior perfusão em relação à região lateral da pele e ao meio intra-articular) indicam que este mecanismo provavelmente é a convecção. As equações para cada uma dessas camadas são:

Região medial da pele:

$$T_{pm} = 39,3 - 4,2 \cdot e^{-t/91,4} \quad (4)$$

Onde: T_{pm} é a temperatura da região medial da pele no instante t .

Região subcutânea:

$$T_{sc} = 37,6 - 6,4 \cdot e^{-t/509,2} \quad (5)$$

Onde: T_{sc} é a temperatura da região subcutânea no instante t .

Região pericapsular:

$$T_{pc} = 39,2 - 10,4 \cdot e^{-t/361,0} \quad (6)$$

Onde: T_{sc} é a temperatura da região subcutânea no instante t .

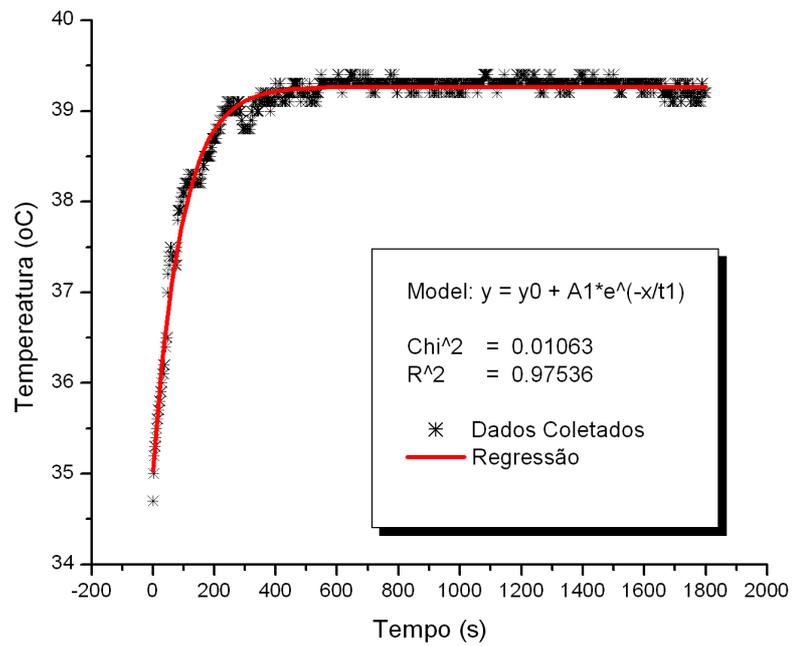


FIGURA 25 - Resultado da regressão dos dados para a região medial da pele utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{pm} = 39,3 - 4,2 \cdot e^{-t/91,4}$

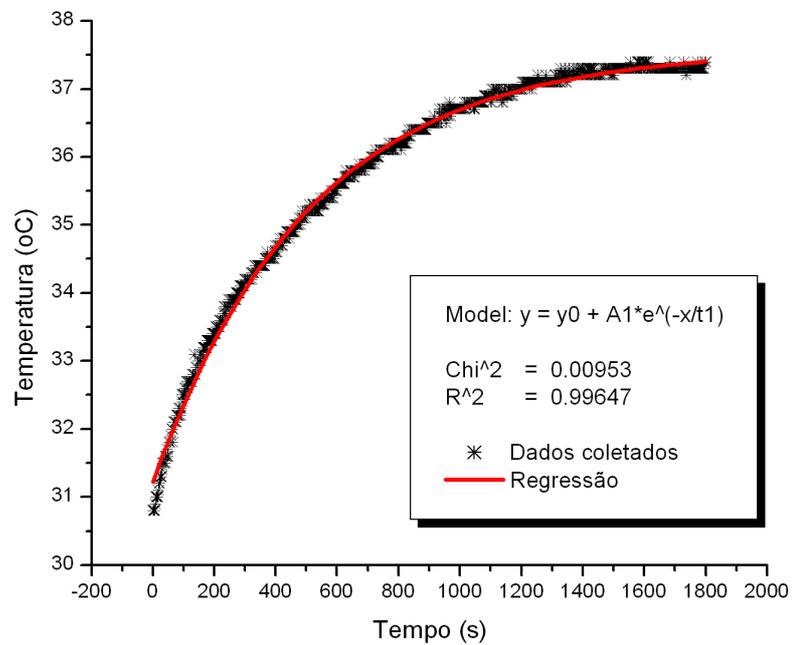


FIGURA 26 - Resultado da regressão dos dados para o tecido subcutâneo utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{sc} = 37,6 - 6,4 \cdot e^{-t/509,2}$

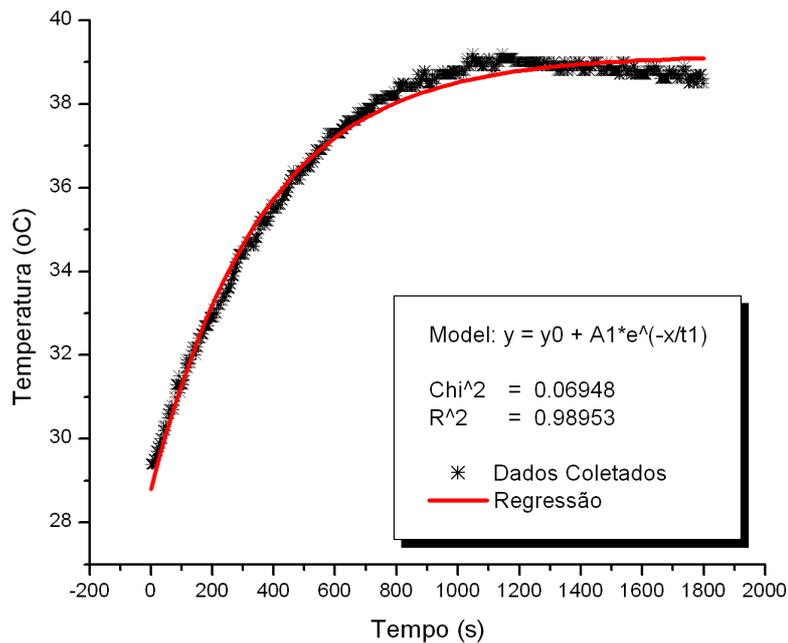


FIGURA 27 - Resultado da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{pc} = 39,2 - 10,4 \cdot e^{-t/361,0}$

Já o comportamento da temperatura da região lateral da pele e do meio intra-articular são bem representados pela função exponencial de segunda ordem (Figura 28 e 29), indicando que nessas regiões, a transferência de calor por difusão térmica e por convecção são ambas responsáveis pelas trocas de calor que ocorrem nesses tecidos. As equações para cada uma dessas camadas são:

Região lateral da pele:

$$T_{pl} = 37,1 - 2,5 \cdot e^{-t/48,3} - 3,3 \cdot e^{-t/1223,2} \quad (7)$$

Onde: T_{pl} é a temperatura da região lateral da pele no instante t .

Meio intra-articular:

$$T_{ia} = 37,2 - 21,5 \cdot e^{-t/422,7} + 17,8 \cdot e^{-t/320,0} \quad (8)$$

Onde: T_{ia} é a temperatura do meio intra-articular no instante t .

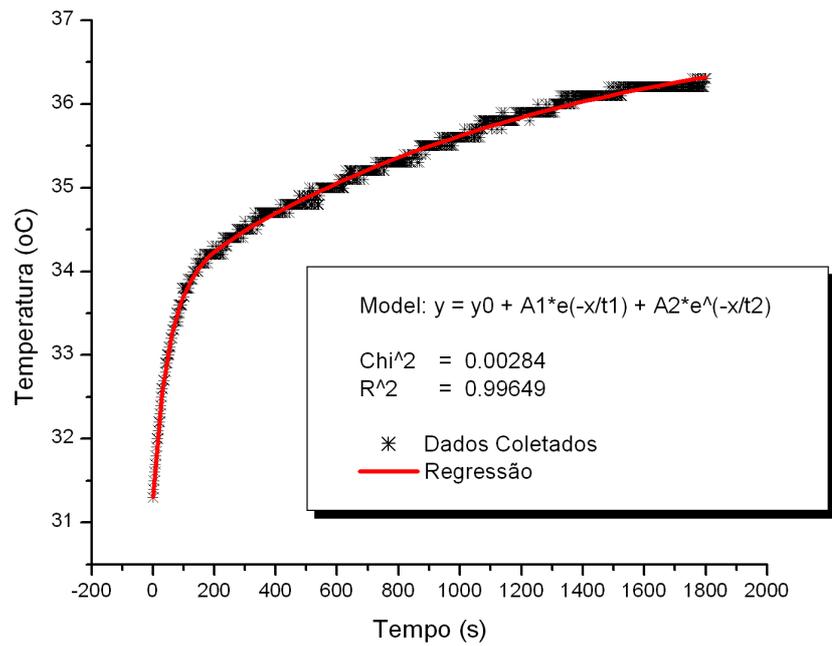


FIGURA 28 - Resultado da regressão dos dados para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde:

$$T_{pl} = 37,1 - 2,5 \cdot e^{-t/48,3} - 3,3 \cdot e^{-t/1223,2}$$

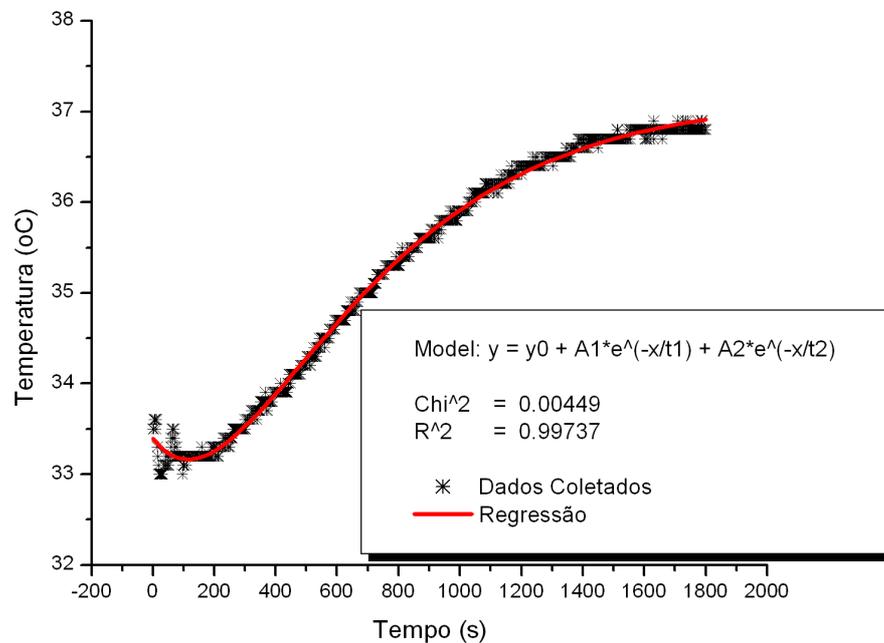


FIGURA 29 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde:

$$T_{ia} = 37,2 - 21,5 \cdot e^{-t/422,7} + 17,8 \cdot e^{-t/320,0}$$

Nas Figuras 30 à 38 estão ilustrados os resultados das demais regressões para as camadas do modelo articular. Pode-se observar que os valores de χ^2 e R^2 para a região medial da pele, tecido subcutâneo e região pericapsular são praticamente iguais nas regressões de primeira, segunda e terceira ordens e que não há diferenças nesses ao se comparar as regressões de segunda e terceira ordem para a região lateral da pele e para o meio intra-articular, que diferem dos da regressão de primeira ordem.

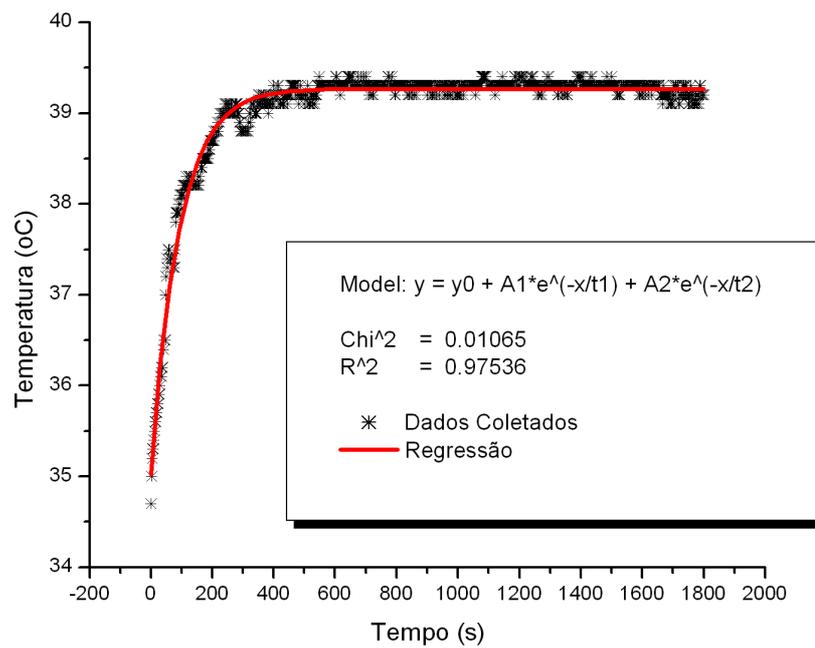


FIGURA 30 - Resultado da regressão para a região medial da pele utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde:

$$T_{pm} = 39,0 - 4,2 \cdot e^{-t/91,1} + 0,25 \cdot e^{-t/3,7}$$

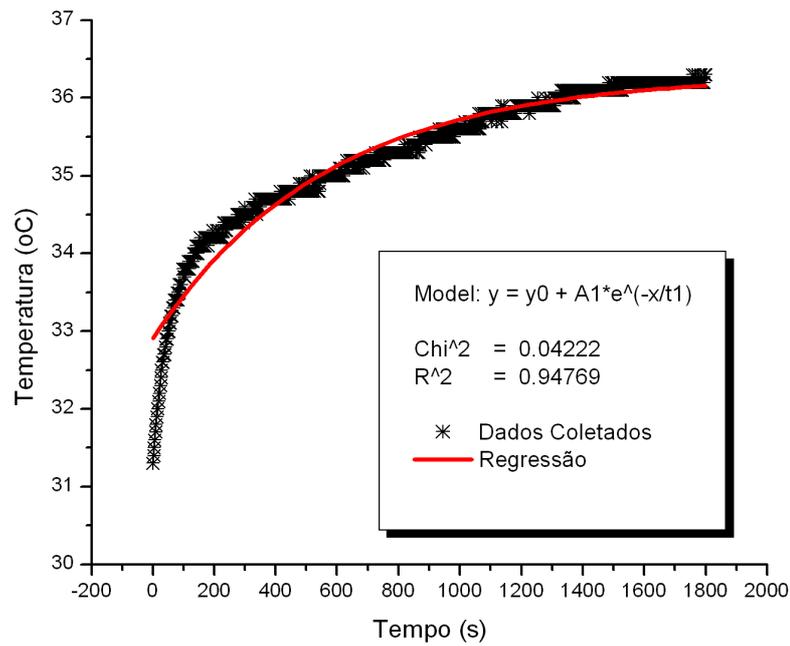


FIGURA 31 - Resultado da regressão para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{pl} = 36,3 - 3,4 \cdot e^{-t/562,6}$

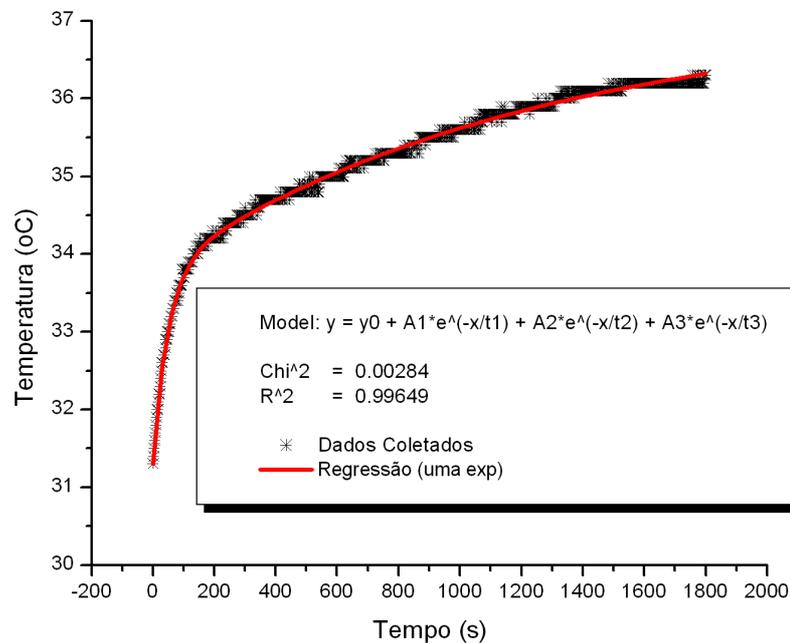


FIGURA 32 - Resultado da regressão dos dados para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de terceira ordem, onde:
 $T_{pl} = 37,3 - 1,7 \cdot e^{-t/1223,2} - 1,7 \cdot e^{-t/1223,2} - 2,4 \cdot e^{-t/48,3}$

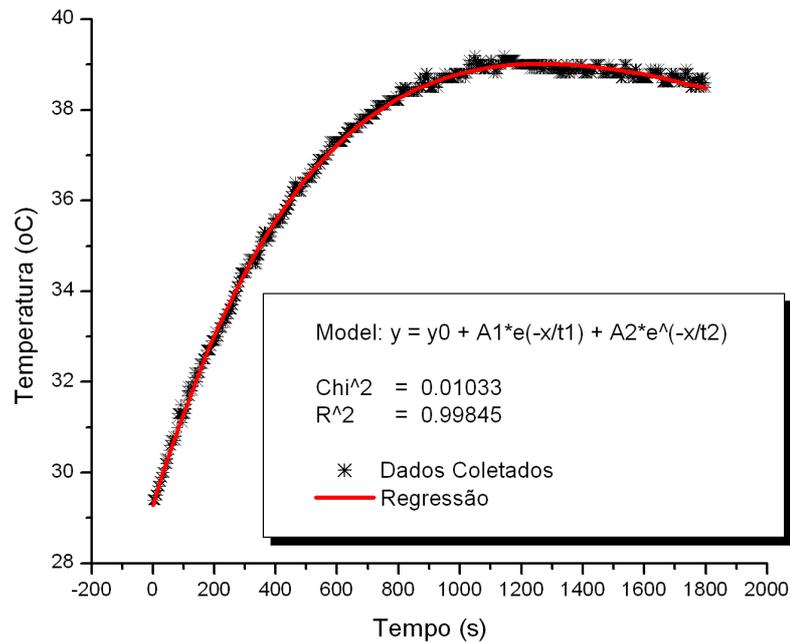


FIGURA 33 - Resultados da regressão dos dados para a região subcutânea utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde:

$$T_{sc} = 37,7 - 6,1 \cdot e^{-t/560,6} - 0,9 \cdot e^{-t/48,7}$$

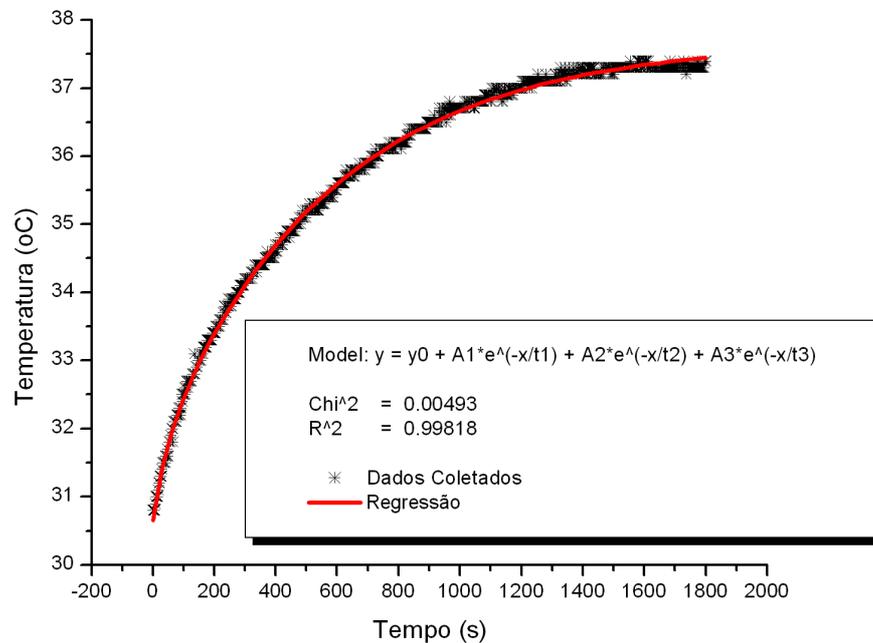


FIGURA 34 - Resultado da regressão dos dados para a região subcutânea utilizando-se a função a exponencial de terceira ordem, onde:

$$T_{sc} = 37,3 - 3,1 \cdot e^{-t/558,2} - 3,1 \cdot e^{-t/562,4} - 0,9 \cdot e^{-t/48,3}$$

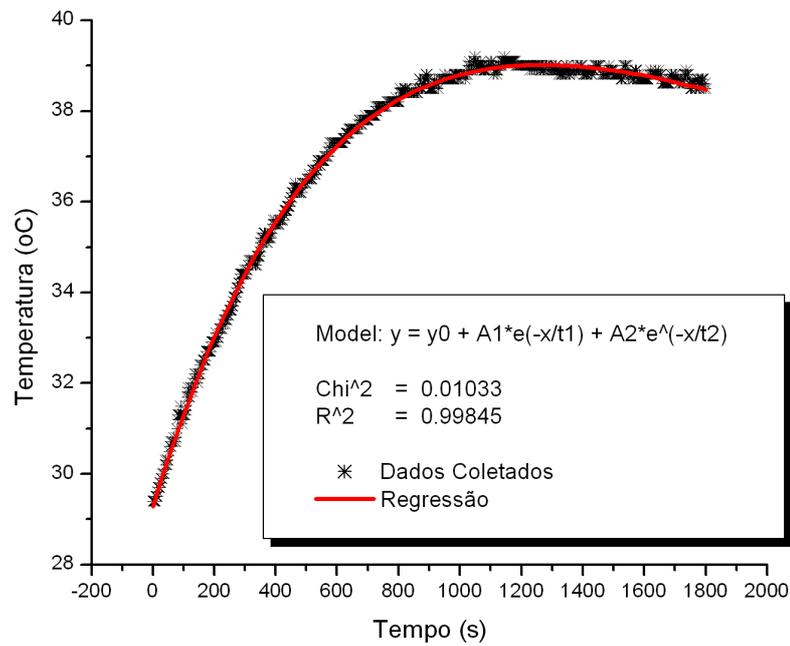


FIGURA 35 - Resultado da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de segunda ordem, onde:

$$T_{pc} = 31,7 - 29,0 \cdot e^{-t/778,5} + 26,5 \cdot e^{-t/1773,6}$$

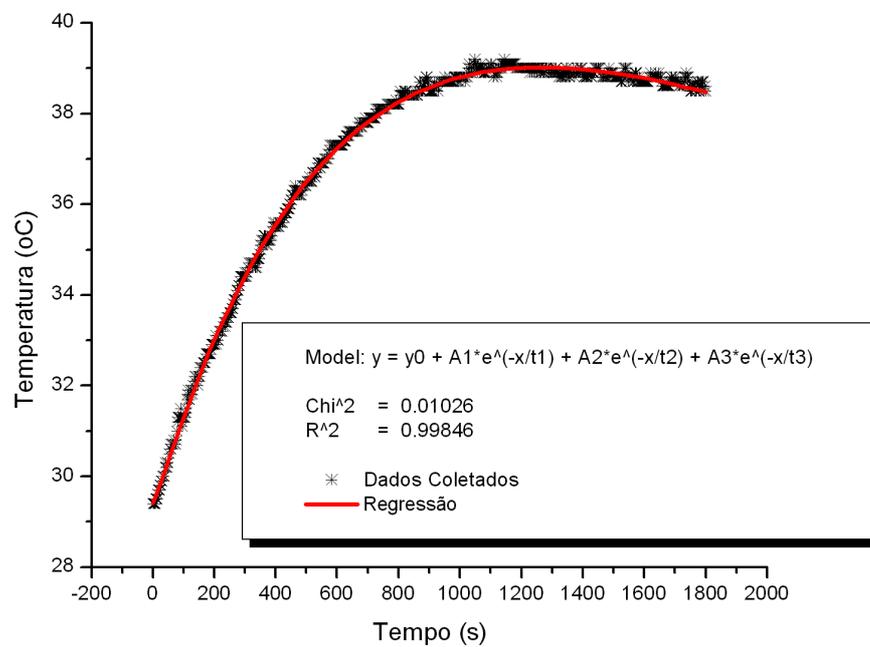


FIGURA 36 - Resultados da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de terceira ordem, onde:

$$T_{pc} = 32,4 - 35,4 \cdot e^{-t/818,1} + 32,3 \cdot e^{-t/1535,9} - 0,1 \cdot e^{-t/2,3}$$

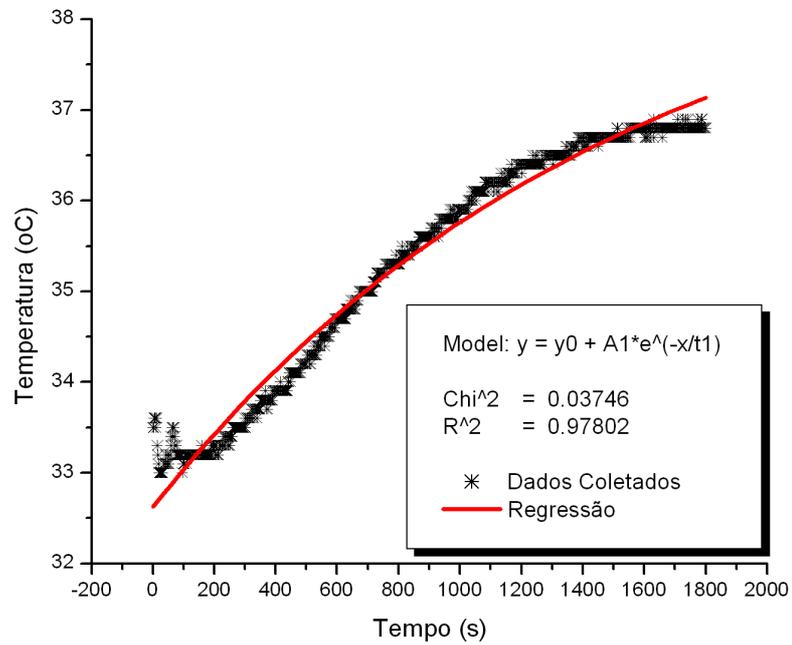


FIGURA 37 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de primeira ordem, onde: $T_{ia} = 39,1 - 6,5 \cdot e^{-t/1510,5}$

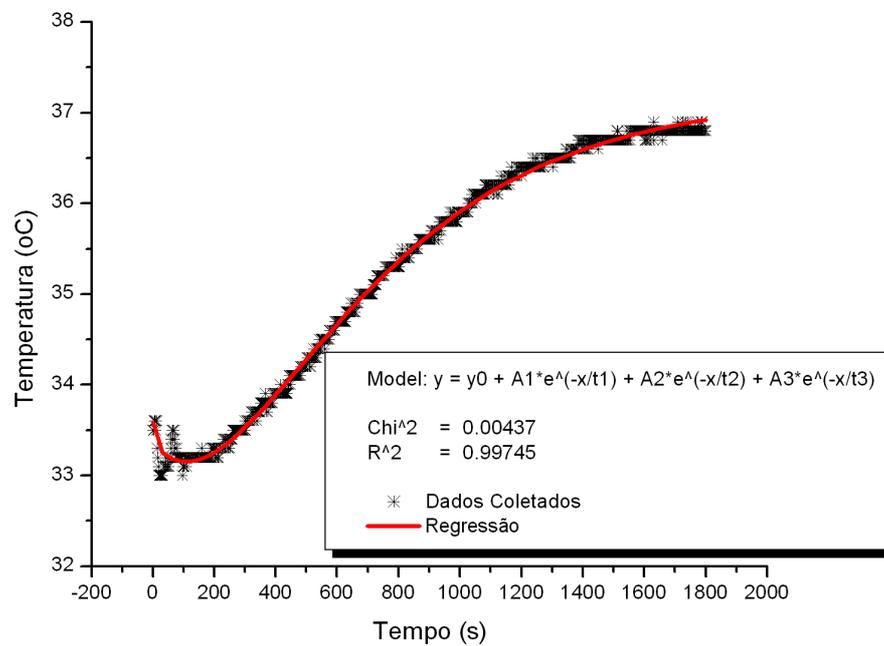


FIGURA 38 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de terceiro grau, onde:

$$T_{ia} = 37,2 - 21,9 \cdot e^{-t/426,5} + 18,1 \cdot e^{-t/325,9} + 0,3 \cdot e^{-t/6,6}$$

De acordo com as análises dos dados coletados e com os resultados das regressões, pode-se perceber que a região lateral da pele e o meio intra-articular tem algumas características fisiológicas semelhantes (ambas são pouco vascularizadas) e que, com exceção ao período de tempo morto, o comportamento térmico dessas duas regiões tende a seguir um perfil similar (ambas não atingem o estado de equilíbrio).

Com base nessa informação, efetuou-se uma nova regressão dos dados da temperatura do meio intra-articular na qual o tempo morto (200 segundos) foi desprezado e comparou-se a constante de tempo obtida com a constante de tempo da região lateral da pele para determinar se a temperatura dessas regiões poderia se relacionar por meio de alguma equação. A equação resultante da nova regressão, obtida utilizando-se uma função exponencial de primeira ordem foi:

$$T_{ia} = 37,1 - 6,0 \cdot e^{-t/639,2} \quad (9)$$

Nesta equação pode-se verificar que a constante de tempo encontrada ($\tau = 639,2$ segundos) se aproxima da constante de tempo da regressão da curva da pele (região lateral) quando esta foi obtida também por uma exponencial decrescente de primeira ordem ($\tau = 560$ segundos).

Efetuando-se, então, a diferença entre as equações da região lateral da pele ($T_{pl} = 36,6 - 3,4 \cdot e^{-t/\tau}$) e a do meio intra-articular ($T_{ia} = 37,1 - 6,0 \cdot e^{-t/\tau}$), obtida após o tempo morto ter sido desprezado, e considerando que ambas possuem a mesma constante de tempo τ , tem-se que:

$$Dif = T_{ia} - T_{pl} = (37,17 - 6,0 \cdot e^{-t/\tau}) - (36,6 + 3,4 \cdot e^{-t/\tau}) \quad (10)$$

Onde *Dif* é a diferença entre as equações da temperatura do meio intra-articular e a da região lateral da pele.

Portanto:

$$Dif = 0,87 - 2,6 \cdot e^{-t/\tau} \quad (11)$$

Para que a diferença *Dif* entre as equações pudesse ser expressa em função da temperatura da região lateral da pele T_{pl} e assim relacionar essa à temperatura do meio intra-articular, somou-se e subtraiu-se o número 27,7 da Equação 11, conforme demonstrado na

Equação 13.

$$Dif = 0,87 - \underbrace{2,6 \cdot e^{-t/\tau} + 27,7 - 27,7}_{0,76 \cdot T_{pl}} \quad (12)$$

Observando a Equação 12, pode-se verificar que o termo $(27,7 - 2,6 \cdot e^{-t/\tau})$ corresponde a $0,76 \cdot T_{pl}$. Sendo assim, a diferença *Dif* pode ser escrita como:

$$Dif = 0,76 \cdot T_{pl} - 26,8 \quad (13)$$

Substituindo a Equação 13 na Equação 11 tem-se que:

$$0,76 \cdot T_{pl} - 26,8 = T_{ia} - T_{pl} \quad (14)$$

Portanto:

$$T_{ia} = 1,76 \cdot T_{pl} - 26,8 \quad (T > 200 \text{ s}) \quad (15)$$

Onde: T_{ia} é a temperatura do meio intra-articular.

T_{pl} é a temperatura da região lateral da pele.

A curva correspondente a essa equação pode ser visualizada na Figura 39. Pode-se perceber que a mesma representa uma boa aproximação para os dados coletados, desde que se desprezem os instantes iniciais do processo de aquecimento ($t < 200$ segundos). Os erros relativos aos diferentes instantes t a partir do qual a temperatura do meio intra-articular começa a ser estimada estão representados na Tabela 10.

TABELA 9- Erro máximo para a Equação $T_{ia} = 1,76 \cdot T_{pl} - 26,8$ em relação ao instante no qual a temperatura é estimada

Instante inicial (s)	Erro máximo (%)
200	1,42%
400	1,42%
800	0,70%
1200	0,70%
1500	0,70%

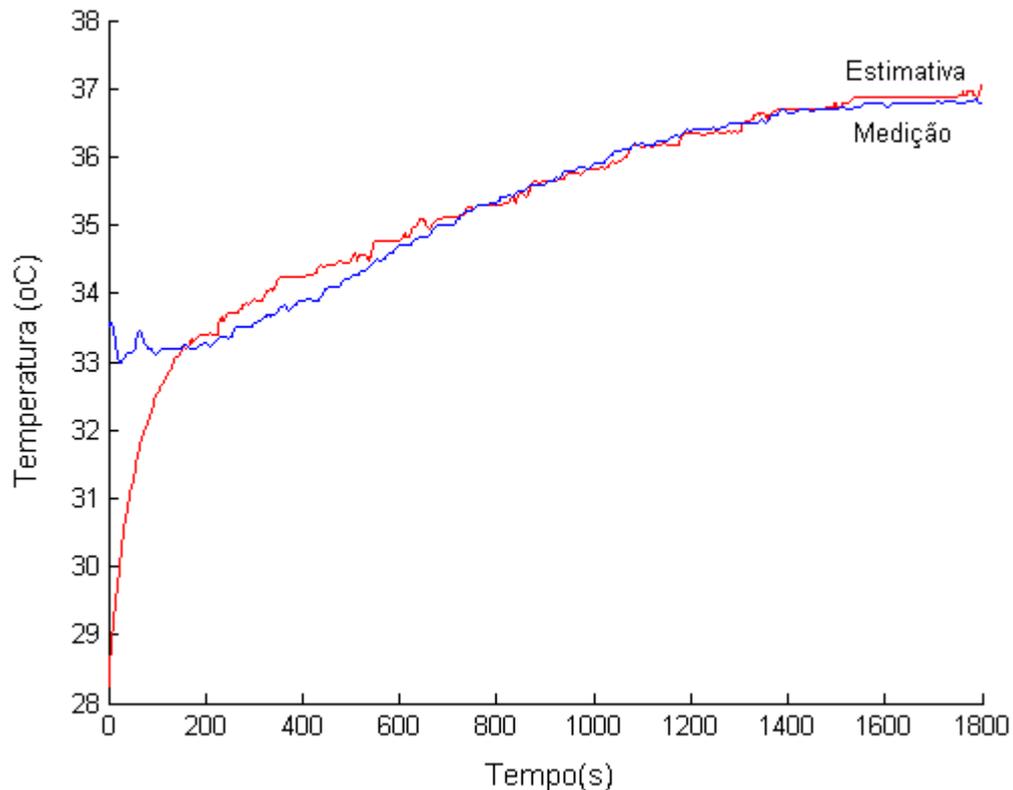


FIGURA 39 - Perfil da temperatura para o meio intra-articular durante o processo de aquecimento. A curva azul (medição) representa os valores de temperatura para o meio intra-articular do joelho canino, coletados durante o período experimental; a curva vermelha (estimativa) representa os valores de temperatura estimados à partir da equação $T_{ia} = 1,76 \cdot T_{pl} - 26,8$

A idéia de se estimar a temperatura dos tecidos profundos a partir da temperatura da superfície cutânea não é, entretanto, novidade. Fox e Solman (1976) tentaram também desenvolver um método que possibilitasse a medida da temperatura dos tecidos profundos de forma não-invasiva, utilizando a temperatura da pele como referência. O método, denominado “zero-heat-flow” (ZHF), baseia-se no princípio de que o calor pode fluir da região corporal central para a superfície da pele, uma vez que a temperatura central é maior do que a temperatura da pele. Um sensor ZHF típico tem dois termistores separados por um material isolante e um aquecedor elétrico posicionado no topo da sonda. As temperaturas dos dois termistores são comparadas por um amplificador diferencial. O sinal de erro (diferença entre as temperaturas) é usado para controlar o aquecedor até que não mais exista um gradiente térmico através da camada isolante e então o status inicial do ZHF é reestabelecido.

Desenvolvido inicialmente para medir a temperatura corporal central, o ZHF foi

utilizado por alguns autores para tentar se medir a temperatura muscular (TOGAWA *et al.*, 1976; YAMAKAGE *et al.*, 2002). Contudo, Brajkovic e Ducharme (2005) questionam a validade do método, uma vez que a sonda ZHF poderia causar aumentos na temperatura do músculo e, desta forma, interferir nos valores medidos. Estes autores verificaram que a temperatura muscular, medida a 2,0 cm da pele, sofreu uma elevação de $2,11^{\circ}\text{C} \pm 0,20^{\circ}\text{C}$ devido ao aquecimento promovido pelo ZHF, concluindo que este método não permite uma medida absoluta correta da temperatura muscular. Desde então, são raros na literatura trabalhos cuja intenção esteja voltada para o desenvolvimento de métodos para estimativa não-invasiva da temperatura dos tecidos profundos, em especial os músculos e as articulações que sejam, além de acessíveis, de fácil aplicação às situações clínicas.

6.2 Resfriamento

Durante o período de aplicação do frio, a temperatura no interior das compressas de gelo permaneceu estável ($-1^{\circ}\text{C} \pm 0,0^{\circ}\text{C}$), enquanto a temperatura da superfície externa subiu cerca de 8°C , indo de $7,7^{\circ}\text{C} \pm 0,0^{\circ}\text{C}$ para $15,6^{\circ}\text{C} \pm 0,0^{\circ}\text{C}$. Essa variação foi suficiente para ocasionar queda nos valores da temperatura de todas as camadas articulares avaliadas. Esses resultados estão de acordo com a literatura que também relata variação da temperatura dos tecidos em resposta ao resfriamento cutâneo (BELITSKY; ODAM; HUBLEY-KOZEV, 1987; DAHLSTEDT; SAMUELSON; DALÉN, 1996; WEINBERGER; LEV, 1991; CHESTERTON *et al.*, 2002).

As maiores variações da temperatura ocorreram nas regiões subcutânea ($13,4^{\circ}\text{C} \pm 0,7^{\circ}\text{C}$) e pericapsular ($11,3^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$), seguidas pela região lateral ($10,4^{\circ}\text{C} \pm 0,5^{\circ}\text{C}$); já na região medial da pele e no meio intra-articular a temperatura variou apenas $0,4^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$ e $3,9^{\circ}\text{C} \pm 0,1^{\circ}\text{C}$, respectivamente (Tabela 11). Segundo Palastanga (1988), a magnitude das mudanças de temperatura nos tecidos dependerá tanto da velocidade quanto da quantidade de energia térmica removida. O fato das regiões subcutânea e pericapsular apresentarem maior valor de condutividade térmica em relação às demais camadas avaliadas poderia, portanto, justificar a maior variação da temperatura encontrada no presente trabalho. Bocobo *et al.* (1991) relatam que, para uma fonte constante de resfriamento, a queda da temperatura tecidual dependerá também da diferença entre a temperatura do tecido e do agente de resfriamento, do tempo no qual esse foi aplicado e do tamanho e localização da área alvo.

TABELA 70 - Temperaturas inicial (Ti), final (Tf) e mínimas (Tmin) e diferença entre as temperaturas inicial e final (Ti – Tf) e entre as temperaturas inicial e mínima para a pele (região medial e lateral) e para as regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular para o processo de resfriamento articular

Temperatura (°C)	Regiões				
	Pele (região medial)	Pele (região lateral)	Subcutâneo	Pericapsular	Intra-articular
Ti	24,6 ± 0,9	28,5 ± 0,7	28,4 ± 0,8	31,1 ± 0,8	32,9 ± 0,1
Tf	25,0 ± 0,0	18,4 ± 0,0	20,2 ± 0,0	26,8 ± 0,1	29,1 ± 0,1
Ti - Tf	0,4 ± 0,8	10,1 ± 0,5	8,8 ± 0,6	4,5 ± 0,5	3,6 ± 0,1
Tmín	24,6 ± 0,1	18,4 ± 0,5	14,7 ± 0,1	20,1 ± 0,1	29,0 ± 0,0
Ti - Tmin	0,4 ± 0,1	10,4 ± 0,5	13,5 ± 0,7	11,3 ± 0,1	3,9 ± 0,1

Segundo a literatura, toda modalidade crioterápica aplicada topicamente induz a uma queda abrupta da temperatura da pele, seguida por uma taxa de resfriamento mais lenta e em decréscimo, que tende a se estabilizar à medida que a temperatura da pele aproxima-se da temperatura do recurso crioterápico (MICHLOVITZ, 1996; PALMER; KNIGHT, 1996). No presente estudo, esse comportamento foi observado somente na região lateral da pele. Na região medial, a temperatura primeiramente aumentou, vindo a cair somente após cerca de 400s do início do processo de resfriamento, se estabilizando ao final desse (Figura 40). Resultados semelhantes a esse foram encontrados por Bing, Carlsten e Christiansen (1945) e Clarke, Hellom e Lind (1958) que também verificaram elevação da temperatura cutânea durante os primeiros minutos de aplicação do frio, seguida por queda constante da mesma. Os mecanismos pelos quais essa reação acontece são, entretanto, desconhecidos.

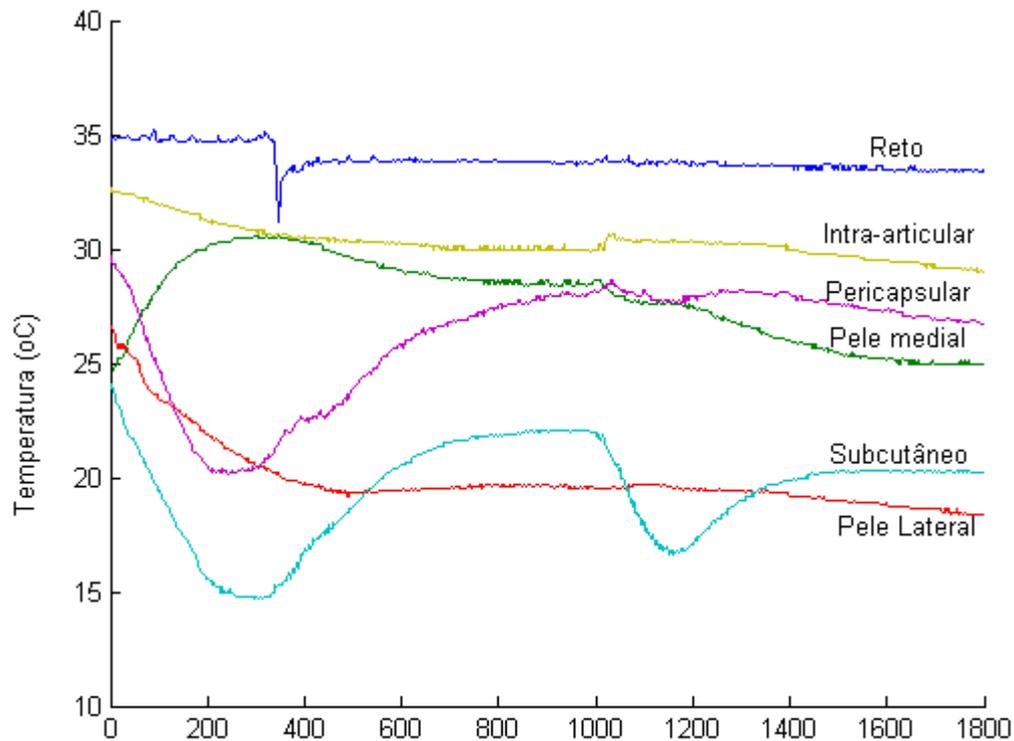


FIGURA 40 - Comportamento da temperatura retal, da pele (regiões medial e lateral) e das regiões subcutânea, pericapsular e intra-articular durante o processo de resfriamento da articulação do joelho canino

Esses diferentes, e inicialmente antagônicos, comportamentos da temperatura das regiões medial e lateral da pele, juntamente com os perfis observados para as regiões subcutânea e pericapsular sugerem que o processo de resfriamento talvez seja mais complexo do que o de aquecimento.

A grande variação nos padrões de resposta da temperatura durante o processo de resfriamento talvez seja uma consequência das reações vasomotoras induzidas pelo frio (reflexo axonal) (MICHLOVITZ, 1996) e do impacto dessas sobre as propriedades termofísicas em cada uma das camadas da articulação.

Segundo Curl *et al.* (1997) e Merrick *et al.* (1993) o resfriamento tecidual causa redução da perfusão microvascular por induzir à constrição dos pequenos vasos sanguíneos cutâneos, em especial das arteríolas. Essa reação, segundo Olson e Stravino (1972), é uma tentativa do corpo de preservar a temperatura central das variações da temperatura ocorridas na periferia. Uma vez que o fluxo sanguíneo na pele se reduz, a perda de calor devido à perfusão do sangue também diminuirá. Isso inicialmente faz com que a variação da temperatura da pele em resposta ao agente crioterápico ocorra mais lentamente, evitando que

se crie um grande gradiente de temperatura entre a pele e os tecidos mais internos. Enquanto essa situação perdurar, haverá menor fluxo de calor do meio interno para a superfície cutânea e, portanto, menor variação da temperatura central.

Apesar do efeito vasoconstritor do frio estar bem documentado na literatura (ALLWOOD; BURRY, 1954; CLARKE; HELLOM; LIND, 1958; FOX; WYATT, 1962; KNIGHT; LONDEREE, 1980; TABER *et al.*, 1992; CURL *et al.*, 1997), restam ainda dúvidas em relação a sua duração e ao que se segue a ele. Alguns autores tem observado um aumento paradoxal do fluxo sanguíneo arterial após determinados intervalos de tempo de aplicação dos recursos crioterápicos (FOKOW *et al.*, 1962; CHU; LUTT, 1969; KNIGHT; LONDEREE, 1980). Ho *et al.* (1995) atribuem esse aumento à ocorrência de uma resposta vasodilatadora reflexa induzida pelo frio. Esses autores observaram que após 10 minutos de resfriamento tecidual, induzido por compressas de gelo, o fluxo sanguíneo arterial do joelho, inicialmente reduzido, voltava a aumentar.

Lewis (1930) foi um dos primeiros pesquisadores a descrever tal fenômeno, relatando que após um período de vasoconstrição, o organismo reagiria com uma vasodilatação reflexa, cujo objetivo seria o de proteger os tecidos contra uma queda acentuada da temperatura durante o período de resfriamento. A vasodilatação causaria um aumento do fluxo sanguíneo e conseqüentemente da temperatura tecidual. Mantida a fonte de resfriamento, este fenômeno ocorreria de forma cíclica, sendo intercalado por períodos de vasoconstrição. Em seu estudo, a vasodilatação reflexa (“*hunting response*”) foi percebida sempre que a temperatura tecidual aproximava-se dos 15°C, sugerindo que este é um fenômeno dependente da temperatura e não do tempo.

Fokow *et al.* (1962) e Fox e Wyatt (1962) relatam que a intensidade da vasodilatação reflexa varia de região para região; porém ela sempre será suficiente para controlar a velocidade de queda da temperatura, evitando que esta caia abruptamente aos limites considerados críticos à função e sobrevivência celular. De acordo com Maluf *et al.* (1994), a queda da temperatura tecidual é captada pelos receptores de frio (termorreceptores) e convertida em um sinal elétrico que será transmitido para o sistema nervoso central e utilizado para regular os mecanismos fisiológicos de controle da temperatura tecidual. Como os tecidos biológicos são estruturas altamente heterogêneas, principalmente do ponto de vista vascular, e as alterações de temperatura causam mudanças no fluxo sanguíneo, que por sua vez modificam a temperatura, o padrão de ativação desses termorreceptores varia de tecido para

tecido e ao longo do tempo, conferindo diferentes amplitudes da resposta vasodilatadora reflexa.

Halvorson (1990) cita que para a região subcutânea, temperaturas próximas a 12,5°C são críticas para esse tecido uma vez que nessa faixa o metabolismo e o transporte de oxigênio tornam-se lentos, predispondo ao dano tissular. Para esse tecido, portanto, temperaturas próximas a essa seriam o ponto gatilho para ativação dos termorreceptores e desencadeamento da resposta vasodilatadora. Tal fato pode ser visualizado ao analisarmos o comportamento da curva de temperatura da região subcutânea na Figura 40. Em dois momentos distintos ($t \approx 300$ s e $t \approx 1200$ segundos), a temperatura que vinha caindo, passa a aumentar quando esta atinge valores próximos aos 15°C, evitando a queda acentuada da temperatura dessa região. Os limiares de temperatura, discretamente diferentes para a ativação desse fenômeno, condizem com os achados de Maluf *et al.* (1994), que relataram que, após serem ativados, os termorreceptores rapidamente se adaptam ao estímulo térmico e passam a disparar num limiar mais baixo do que aquele que anteriormente o desencadeou. Esse comportamento tende a se repetir enquanto a excitabilidade nervosa desses receptores não for afetada pela própria queda da temperatura tecidual.

Comportamento semelhante, porém desencadeado por outra faixa de temperatura (aproximadamente 20°C), pode também ser observado na região pericapsular. Nessa região parece, entretanto, que o aumento do fluxo sanguíneo desencadeado pela resposta vasodilatadora tenha realmente sido satisfatório, uma vez que, desse momento em diante, não ocorreram mais grandes variações da temperatura dessa região.

As análises das imagens termográficas mostraram que, diferentemente do aquecimento, o resfriamento da pele não ocorreu de maneira uniforme. O campo térmico da superfície cutânea no pós-resfriamento (Figura 41B) não se encontra homogeneamente distribuído, apresentando-se com temperaturas mais baixas na região lateral do joelho (área mais escura sobre o joelho). Duas hipóteses podem explicar tal fato: 1- o posicionamento ou a fixação das compressas pode ter ocorrido de maneira a favorecer um maior contato do recurso crioterápico com uma determinada região da pele facilitando, assim, as trocas de calor nessa área; 2- a área cuja temperatura apresentou-se menor (região lateral da articulação) possui características vasculares que podem favorecer a uma maior queda da temperatura, uma vez que, as ações vasomotoras de proteção ao resfriamento excessivo (vasodilatação reflexa), tendem a ser menos pronunciadas nessa região, já que a mesma é pobremente vascularizada. Este fato pode ter acentuado as diferenças observadas no grau de variação da

temperatura das regiões medial e lateral da pele, como também influenciado as trocas térmicas e o comportamento da temperatura nas demais camadas articulares.

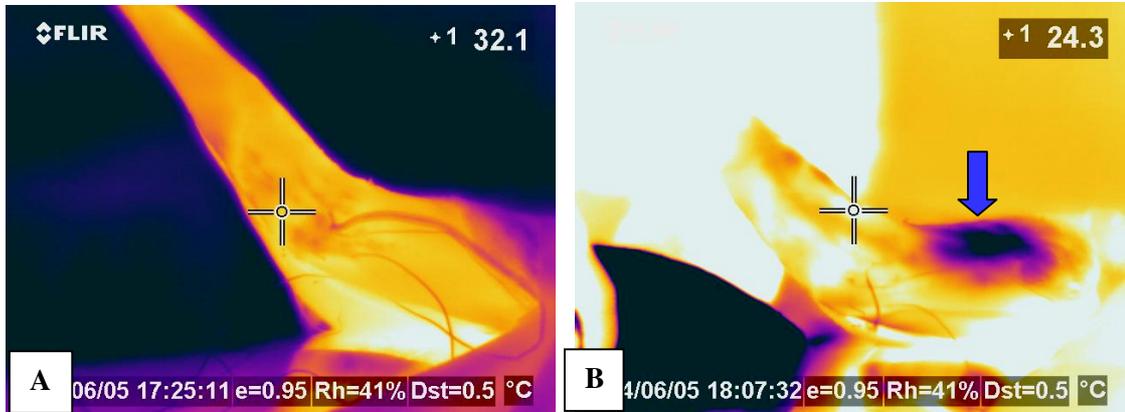


FIGURA 41 - Campo térmico da superfície cutânea da articulação do joelho canino. A- imagem pré-crioterapia; B- imagem pós-crioterapia. Observa-se na figura B, região cuja temperatura encontra-se mais baixa (seta)

6.2.1 Análise do comportamento da temperatura durante o processo de resfriamento articular

A análise de regressão das curvas da temperatura para as camadas do modelo articular sugere que esse é um processo com características mais complexas, uma vez que os resultados das regressões utilizando-se as equações exponenciais decrescentes só atingiram limites de significância quando, diferentemente do calor, as equações de terceira ordem foram utilizadas.

Em alguns casos, mesmo com o R^2 e o Chi^2 estatisticamente viáveis, os resultados encontrados mostraram-se fisicamente incapazes de representar o fenômeno em questão, uma vez que a constante de tempo τ encontrada na equação foi negativa. Devido a isso, não foi possível, nesse momento, determinar uma relação matemática que pudesse relacionar a temperatura da superfície cutânea à temperatura do meio intra-articular para o processo de resfriamento, sendo esse objeto de estudos futuros.

Os resultados das regressões para cada uma das camadas do modelo articular podem ser visualizados no Apêndice B.

6.3 Considerações finais

Esse estudo apresentou uma análise fisiológica e física do fenômeno da transferência de calor ocorrente no joelho de um cão, no estado de equilíbrio e durante os processos de aquecimento e resfriamento articular. Pode-se perceber que, no estado de equilíbrio, o calor gerado em um dado ponto pela atividade metabólica tecidual consegue ser distribuído entre os tecidos de forma que as temperaturas retal e tecidual permaneçam praticamente estáveis. Esse balanço térmico é controlado, passivamente, pelas propriedades térmicas dos tecidos e, ativamente, pela distribuição do fluxo sanguíneo no leito capilar.

Os recursos utilizados para a promoção do aquecimento e do resfriamento articular foram ambos efetivos em alterar a temperatura das camadas articulares estudadas. Apesar disso, nem todos os benefícios terapêuticos decorrentes da aplicação desses recursos poderiam igualmente ser atingidos, uma vez que a variação da temperatura ficou aquém dos valores necessários para tal.

Como visto, a heterogeneidade dos sistemas biológicos, principalmente quanto as suas características fisiológicas e propriedades termofísicas, influencia o grau de variação da temperatura e faz com que o processo de transporte nos tecidos vivos seja um fenômeno complexo.

Devido a isso, um grande número de suposições e simplificações é na maioria das vezes, necessário ao se analisar o processo de transferência de calor nos tecidos vivos e para a obtenção de um modelo que descreva o estado térmico dos tecidos e as relações existentes entre eles. Fatores como a geometria tecidual, a capacidade térmica do tecido (inércia térmica), a condução de calor, a produção de calor devido ao metabolismo, o transporte de energia térmica pelo fluxo sanguíneo e as trocas térmicas pelo mecanismo de contra-corrente, os mecanismos de termorregulação do organismo e suas ações principalmente sobre o metabolismo e atividade vasomotora, as propriedades termofísicas e fisiológicas dos tecidos e a dependência destas com a temperatura, além das interações com as condições externas e ambientais devem ser considerados ao se analisar o processo de transporte de calor nos tecidos vivos e ao se desenvolver um modelo matemático para representar tal fenômeno. As situações nas quais as análises serão feitas irão determinar o grau de importância de um fator ou conjunto de fatores em relação aos demais.

No presente estudo, pôde-se perceber que esses fatores se relacionam de tal forma

a permitir que, tanto no estado de equilíbrio quanto durante os processos de aquecimento e resfriamento, haja um adequado controle da temperatura tecidual. O padrão de distribuição da temperatura parece, entretanto, ser mais fortemente afetado pela organização vascular e distribuição do fluxo sanguíneo, principalmente durante o aquecimento e o resfriamento.

A análise das curvas de regressão, realizada para o aquecimento, permitiu uma boa descrição desse processo, possibilitando a obtenção de uma relação teórica entre as variáveis estudadas. Já no resfriamento, os resultados das regressões mostraram que, apesar destas serem matematicamente viáveis, elas não são indicadas para representar fisicamente o processo, inviabilizando, nesse momento, o levantamento de relações matemáticas entre a temperatura das camadas estudadas.

7 CONCLUSÕES

A instrumentação utilizada mostrou-se adequada para mensurar a temperatura das camadas teciduais da articulação de um cão, tanto no estado de equilíbrio quanto durante a aplicação das modalidades térmicas selecionadas para esse estudo.

O piloto realizado evidenciou que a articulação do joelho do cão é um bom modelo para o estudo do comportamento da temperatura tecidual durante os processos de aquecimento e resfriamento, uma vez que as mudanças de temperatura induzidas na pele, no tecido subcutâneo, na região pericapsular e no meio intra-articular pela aplicação dos recursos térmicos puderam ser avaliadas.

A análise dos dados coletados e das curvas obtidas com esse experimento piloto mostrou que o processo de transferência de calor nas articulações sinoviais é um fenômeno complexo por envolver aspectos físicos e fisiológicos que, além de serem particulares a cada tecido, se interagem, tornando ainda mais complexo o estudo das trocas de calor nos sistemas biológicos.

Apesar disso, um modelo matemático relacionando a temperatura das camadas teciduais mais internas à da superfície cutânea pôde ser estabelecido a partir das regressões, indicando que a temperatura do meio intra-articular pode ser estimada a partir da temperatura da região lateral da pele durante o processo de aquecimento. Devido à maior complexidade do processo de resfriamento, não foi possível, nesse momento, chegar a uma relação que possibilitasse, a partir da temperatura da superfície cutânea, estimar a temperatura do meio intra-articular.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

A fim de verificar a repetibilidade e a validade dos resultados encontrados neste estudo piloto, é interessante que a metodologia aqui utilizada seja aplicada em uma amostra que apresente valor estatístico. Seria interessante também que o experimento fosse conduzido em cães diferentes, de forma que cada animal seja submetido a apenas um procedimento de crioterapia e outro de termoterapia, cada qual em um dos joelhos e em dias diferentes. Tal fato, além de evitar possíveis interferências de uma terapia na outra, contribuiria também para que o tempo necessário à sedação e anestesia do animal se tornasse menor, minimizando assim, os efeitos depressores dos fármacos normalmente utilizados para este fim.

Para auxiliar no controle da temperatura corporal do animal, além do menor tempo de anestesia, a adoção de um colchão térmico poderia também ser uma boa opção. Uma vez que os fatores que poderiam interferir na temperatura corporal estivessem melhor controlados, os efeitos das modalidades térmicas sobre a temperatura retal poderiam ser melhor investigados e, assim, determinar se essas são ou não capazes de induzir a alterações na temperatura corporal.

O uso de técnicas de imagens tais como raio-X ou tomografia computadorizada poderia também ser de grande valia ao experimento no intuito de auxiliar a identificação do posicionamento dos termopares nas camadas teciduais. Adicionalmente, a implantação de um maior número desses sensores e em diferentes posições dentro da mesma camada poderia criar condições para um melhor mapeamento da distribuição da temperatura em cada uma das camadas teciduais.

A colocação de termopares na face externa das bolsas térmicas bem como a pesagem das toalhas utilizadas para envolver o gelo também seria interessante para auxiliar nos cálculos da quantidade de energia fornecida e retirada durante os processos de aquecimento e resfriamento. A confecção das compressas geladas utilizando gelo triturado por um processo não manual seria uma maneira de homogeneizar a transferência de calor e evitar concentração do campo térmico na superfície cutânea.

É importante também que a equação levantada para relacionar a temperatura do meio intra-articular à temperatura da superfície cutânea para esse estudo piloto seja validada para que a mesma possa ser utilizada para auxiliar no gerenciamento clínico das condutas

termoterápicas e que novos trabalhos sejam conduzidos para melhor estudar o processo de resfriamento articular.

Independente dessas considerações, os resultados desse estudo piloto podem auxiliar no entendimento de um fenômeno que, apesar de complexo e comumente presente no dia a dia da fisioterapia, tem sido pouco estudado por esses profissionais. Adicionalmente, esses achados servem também para nortear o desenvolvimento de tecnologias que venham a permitir a mensuração da temperatura tecidual de forma não-invasiva, em diferentes profundidades.

REFERÊNCIAS

ABRAMSON, D. I. *et al.* Comparison of wet and dry heat in raising temperature of tissues. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 48, n. 12, p. 654-661, 1967.

_____. Effect of paraffin bath and hot fomentations on local tissue temperatures. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 45, p. 87-94, 1964.

AKKIN, T. *et al.* Imaging tissue response to electrical and photothermal stimulation with nanometer sensitivity. **Lasers in Surgery and Medicine**, v. 33, p. 219-225, 2003.

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

ALLWOOD, M. J.; BURRY, H. S. The effect of local temperature on blood flow in the human foot. **Journal of Physiology**, v. 124, p. 345-357, 1954.

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

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

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 6023**: informação e documentação - referências - elaboração. Rio de Janeiro, 2002. 24 p.

_____. **NBR 10520**: informação e documentação - apresentação de citações em documentos. Rio de Janeiro, 2002. 7 p.

_____. **NBR 14724**: informação e documentação - trabalhos acadêmicos - apresentação. Rio de Janeiro, 2002. 6 p.

BAGARONE, A.; COLOMBO, G.; GARAGIOLA, U. Correlation between clinical and telethermographic evaluation in overuse injuries treatment. **The Journal Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 27, p. 64-69, 1987.

BARDATI, F.; BROWN, V. J.; TOGNOLATTI, P. Two dimensional temperature retrieval in biological structures by multifrequency microwave radiometry: sobolev-space solution. **ACES Spec. Issue Bioelectromagn**, v. 7, p. 110-120, 1992.

BEL, G. W.; PRENTICE, W. Modalidades infravermelhas. In: PRENTICE, W. E. **Modalidades terapêuticas para fisioterapeutas**. 2. ed. Porto Alegre: Artmed Editora, 2004. Cap. 9, p. 185-213

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.

BENTES, C. C.; PIMENTEL, J. G. Estado de mal convulsivo: protocolo terapêutico. **Acta Médica Portuguesa**, v. 16, p. 81-84, 2003.

BIERMAN, W.; FRIEDLANDER, M. The penetrative effects of cold. **Archives of Physical Therapy**, v. 21, p. 585-591, 1940.

BING, H. I.; CARLSTEN, A.; CHRISTIANSEN, S. The effect on muscular temperature produced by cooling normal and ultraviolet radiated skin. **Acta Medica Scandinavia**, v. 121, p. 577-591, 1945.

BISCHOF, J. C. Quantitative measurement and prediction of biophysical response during freezing in tissue. **Annual Reviews Engineering**, v. 02, p. 257-288, 2000.

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

BORELL, R. M. *et al.* Comparison in vivo temperatures produced by hydrotherapy, paraffin wax treatment and fluidotherapy. **Physical Therapy**, n. 60, p. 1273, 1980.

BOWMAN, H. F., CRAVALHO, E. G., WOODS, M. Theory, measurement, and application of thermal properties of biomaterials. **Annual Review of Biophysics and Bioengineering**, v. 4, n. 00, p. 43-80, 1975.

BRAJKOVIC, D.; DUCHARME, M. B. Confounding factors in the use of the zero-heat-flow method for non-invasive muscle temperature measurement. **European Journal of Applied Physiology**, v. 94, n. 4, p. 386-391, July 2005.

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

BRUN, M. V.; BECK, C. A. C. Aplicações clínicas e experimentais da laparoscopia em cães: um artigo de revisão. **Revista da Faculdade de Zootecnia, Veterinária e Agronomia**, Uruguaiana, v. 5/6, n. 1, p. 5-11, 1998-1999.

BUGAJ, R. The cooling, analgesic, and rewarming effects of ice massage on localized skin. **Physical Therapy**, n. 55, p. 11-19, 1975.

CAMERON, M. H. **Physical agents in rehabilitatio**: from research to practice. 2. ed. Philadelphia: WB Saunders, 1999.

CASTOR, C. W.; YARON, M. Connective tissue activation: the effects of temperature studied in vitro. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 57, p. 5-9, 1976.

CHANG, J. T. *et al.* Non-invasive thermal assessment of tissue phantoms using an active near field microwave imaging technique. **International Journal of Hyperthermia**, v. 14, n. 6, p. 513-534, 1998.

CHATO, J. Heat transfer to blood vessels. **ASME Journal of Biomechanical Engineering**, v. 102, p. 110-118, 1980.

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.

CHEN, S. S.; WRIGHT, N. T.; HUMPHREY, J. D. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: isothermal free shrinkage. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 119, n. 4, p. 372-378, 1997.

_____. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: isothermal, isotonic shrinkage. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 120, p. 382-388, 1998a.

_____. Phenomenological evolution equations for heat-induced shrinkage of a collagenous tissue. **IEEE Transactions On Biomedical Engineering**, v. 45, n. 10, 1998b.

CHEN, S. S.; HUMPHREY, J. D. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: pseudoelastic behavior at 37°C. **Journal of Biomechanics**, v. 31, p. 211-216, Nov. 1998.

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

CHU, D. A.; LUTT, C. J. The rationale of ice therapy. **Journal National Athletic Trainers' Association**, v. 4, n. 4, p. 8-9, 1969.

CLARKE, R. S. J.; HELLOM, R. F.; LIND, A. R. Vascular reactions of the human forearm to cold. **Clinical Science**, v. 17, p. 165-179, 1958.

_____. The duration of sustained contractions of the human forearm at different muscle temperature. **Journal of Physiology**, v. 143, p. 454-473, 1958.

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.

COLÉGIO BRASILEIRO DE EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL (COBEA). **Princípios éticos na experimentação animal**. São Paulo: COBEA, 1991.

CURL, W. W. *et al.* The effect of contusion and cryotherapy on skeletal muscle microcirculation. **The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness**, v. 37, p. 279-286, 1997.

DAHLSTEDT, L.; SAMUELSON, P.; DALÉN, N. Cryotherapy after cruciate knee surgery. **Acta Orthopaedica Scandinavica**, v. 67, n. 3, p. 255-257, 1996.

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

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 problems with spatial or transient heating on skin surface or inside biological bodies. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 124, p. 638-649, Dec. 2002.

DINARELLO, C. A. *et al.* Inhibitory effects of elevated temperature on human cytokine production and natural killer activity. **Cancer Research**, v. 46, p. 6236-6241, 1986.

DOLAN, M. G. *et al.* Effects of cool-water immersion and high-voltage electric stimulation for 3 continuous hours on acute edema in rats. **Journal of Athletic Training**, v. 38, n. 4. p. 325-329, 2003.

DOLAN, M. G.; MYCHASKIW, A. M.; MENDEL, F, C. Cool-water immersion and high-voltage electric stimulation curb edema formation in rats. **Journal of Athletic Training**, v. 38, n. 3, p. 225-230, 2003.

DRAPER, D. O. *et al.* Shortwave 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.

_____. 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.

_____. The carry-over effects of diathermy and stretching in developing hamstring flexibility. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 37, p. 37-42, 2002.

DREZ, D. *et al.* Cryotherapy and nerve palsy. **American Journal of Sports Medicine**, v. 9, n. 4, p. 256-257, 1981.

DUCHARME, M. B.; FRIM, J. A multicouple probe for temperature gradient measurements in biological materials. **Archives Internal Medical**, v. 17, p. 863-871, 1988.

EDWARDS, D. J.; RIMMER, M.; KEENE, G. C. R. The use of cold therapy in the postoperative management of patients undergoing arthroscopic anterior cruciate ligament reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 24, p. 193-195, 1996.

EMÍLIO, R. C. *et al.* Efeito da iombina como antagonista da xilazina em cães e gatos. **Acta Scientiae Veterinariae**, v. 32, n. 1, p. 53-57, 2004.

ERNST, E.; FIALKA, V. Ice freezes pain? A review of the clinical effectiveness of analgesic cold therapy. **Journal pain Symptom Manage**, n. 9, p. 56-59, 1994.

ESTON, R.; PETERS, D. Effects of cold water immersion on the symptoms of exercise-induced muscle damage. **Journal of Sports Sciences**, v. 17, p. 231-238, 1999.

FADILAH, R.; PINKAS, J.; WEINBERGER, A. Heating rabbit joint by microwave applicator. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 68, p. 710-712, Oct. 1987.

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

FALLONE, B.G.; MORAN, P.R.; PODGORSK, E.B. Noninvasive thermometry with a clinical X-ray CT scanner. **Medical Physics**, v. 9, p. 715-721, 1982.

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.

FOKOW, B. *et al.* Studies on the reactions of the cutaneous vessels to cold exposure. **Acta Physiologica Scandinavica**, v. 58, p. 342-345, 1962.

FOX, R. H.; SOLMAN, A. J. A new technique for monitoring the deep body temperature in man from the intact skin surface. **Journal Physiology**, London, v. 212, p. 8-10, 1971.

FOX, R.; WYATT, H. Cold induced vasodilation in various areas of the body surface in man. **Journal of Physiology**, v. 162, p. 289-297, 1962.

GAGE, A. A. What temperature is lethal for cells? **Journal of Dermatologic Surgery and Oncology**, v. 5, p. 459-464, 1979.

GARAGIOLA, U.; GIANI, E. Use of telethermography in the management of sports injuries. **Sports Medicine**, v. 10, p. 267-272, 1990.

GARRETT, C. *et al.* Heat distribution in the lower leg from pulsed shortwave diathermy and ultrasound treatments. **Journal of Athletic Training**, v. 35, p. 50-55, 2000.

GIACOBINI, P. **Guia do seu cão**. São Paulo: Ed. Abril, 1990. (Médico Veterinário).

GIANI, E. *et al.* Telethermographic evaluation of NSAIDs in the treatment of sports injuries. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v. 21, p. 1-6, 1989.

GOLDENBERG, A. *et al.* Efeitos da tela de polipropileno no testículo, epidídimo e ducto deferente de cães. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 16, n. 4, p. 226-230, out./dez. 2001.

GOWRISHANKAR, T. R. et al. Transport lattice models of heat transport in skin with spatially heterogeneous temperature-dependent perfusion. **BioMedical Engineering OnLine**, v. 3, n. 42, 2004.

GREENHALGH, D. G. *et al.* Temperature threshold for burn injury: an oximeter safety study. **Journal of Burn Care & Rehabilitation**, v. 25, n. 5, p. 411-415, 2004.

HALAR, E. M.; DELISA, J. A.; BROZOVICH, F. V. Nerve Conduction Velocity: Relationship of skin, subcutaneous and intramuscular temperatures. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 61, p. 199-203, 1980.

HALE, S. L.; DAC, M. W.; KLONER, R. A. Hypothermia during reperfusion limits “no-reflow” injury in a rabbit model of acute myocardial infarction. **Cardiovascular Research**, v. 59, p. 715-722, 2003.

HALVORSON, G. A. Therapeutic heat and cold for athletic injuries. **The Physician and Sports Medicine**, v. 18, n. 5, p. 87-92, 1990.

HARRIS JR, E. D.; McCROSKERY, P. A. The influence of temperature and fibrin stability on degradation of cartilage collagen by rheumatoid synovial collagenase. **The New England Journal of medicine**, v. 290, n. 1, p. 1-6, Jan. 1974.

HO, S. S. *et al.* Comparison of various icing time in decreasing bone metabolism and blood flow in the knee. **American Journal of Sports Medicine**, v. 23, p. 74-76, 1995.

_____. The effects of ice on blood flow and bone metabolism in knees. **American Journal of Sports Medicine**, v. 22, n. 4, p. 537-540, 1994.

_____. Comparison of various icing times in decreasing bone metabolism and blood flow in the knee. **American Journal Sports Medicine**, v. 23, p. 74-76, 1995.

HOCUTT, J. E. *et al.* Cryotherapy in ankle sprains. **American Journal of Sports Medicine**, v. 10, n. 5, p. 316-319, 1982.

HOLLANDER, J. L. *et al.* Joint temperature measurement in the evaluation of anti-arthritic agents. **Journal of Clinical Investigation**, v. 30, n. 7, p. 701-706, July 1951.

HOLLANDER, J. L.; HORVATH, S. M. Changes in joint temperature produced by diseases and by physical therapy; preliminary report. **Archives of Physical Medicine in Rehabilitation**, v. 30, p. 437, 1949.

_____. Intra-articular temperature as a measure of joint reaction. **Journal of Clinical Investigation**, v. 28, n.3, p. 469-473, May 1949.

INCROPERA, F.; DEWITT, D. P. **Fundamentos de transferência de calor e massa**. 5. ed. Rio de Janeiro: LTC Editora, 2003. 698 p.

JAIN, R. K.; GRANTHAM, F. H.; GULLINO, P. M. Blood flow and heat transfer in Walker 256 mammary carcinoma. **Journal of the National Cancer Institute**, v. 62, p. 927-933, 1979.

JIANG, S. C. *et al.* Effects os thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. **Burns**, v. 28, p. 713-717, 2002.

JUN, J. H. *et al.* Effect of thermal damage and biaxial loading on the optical properties of a collagenous tissue. **Journal of Biomechanical Engineering**, v. 125, n. 5, p. 540-548, 2003.

KAEMPFER, F. A. Skin surface temperature reduction after cryotherapy to a casted extremity. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 10, p. 448-450, 1989.

KAMINSKI, W. Hyperbolic heat conduction equation for material with a nonhomogeneous inner structure. **ASME Journal of Heat Trannsfer**, v. 112, p. 555-560, 1990.

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.

KENNY, G. P. *et al.* Muscle temperature transients before, during, and after exercise measured using an intramuscular multisensor probe. **Journal of Appled Physiology**, v.94, p. 2350-2357, 2003.

_____. Muscle temperature transients in resting contra-lateral leg muscle tissue during isolated knee extension. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 27, p. 535-550, 2002b.

_____. Ultra-sound imaging for precision implantation of a multi sensor temperature probe in skeletal muscle tissue. **Canadian Journal of Applied Physiology**, v. 27, p. 527-532, 2002a.

KLIDE, A. M.; CALDERWOOD, H. W.; SOMA, L. R. Cardiopulmonary effects of xylazine in dogs. **American Journal of Veterinary Research**, v. 36, p. 931-935, 1975.

KNIGHT, K. L. Comparison of blood flow in the ankle of uninjured subjects during therapeutic applications of heat, cold and exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 12, n. 1, p. 76-80, 1980.

_____. **Cryotherapy in sport injury management**. Champaign: Human Kinetics, 1995.

_____. Effects of hypothermia on inflammation and swelling. **Journal Athletic Training**, v. 11, p. 7-10, 1976.

_____; LONDEREE, B. R. Comparison of blood flow in the ankle of uninjured subjects during therapeutic applications of heat, cold and exercise. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 12, n. 1, p. 76-80, 1980.

KONRATH, G. A. *et al.* The use of cold therapy after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized study and literature review. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 24, p. 629-633, 1996.

KRAFT, G. H. Effects of temperature and age on nerve conduction velocity in guinea pig. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 53, p. 328-332, 1972.

LEHMANN, J. F. *et al.* Effect of therapeutic temperatures on tendon extensibility. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, p. 481-487, 1970.

_____. Temperature distributions in the human thigh, produced by infrared, hot pack and microwave applications. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, p. 291-299, 1966.

LEHMANN, J. F.; BRUNNER, G. D.; STOW, R. W. Pain threshold measurements after therapeutic application of ultrasound, microwave and infrared. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, n. 39, p. 560, 1958.

LESSARD, L. A. *et al.* The efficacy of cryotherapy following arthroscopy knee surgery. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 26, n. 1, p. 14-22, 1997.

LEVI A. S. *et al.* Penetration of cryotherapy in treatment after shoulder arthroscopy. **Arthroscopy**, v. 13, n.4, p. 461-464, Aug. 1997.

LEWIS, T. Observations upon the reactions of the vessels of the human skin to cold. **Heart**, v. 15, p. 177-208, 1930.

LICHT, S. **History of therapeutic heat and cold, in Lehman JF (ed): therapeutic heat and cold.** 3. ed. Baltimore: Williams and Wilkins, 1982. p. 1-34.

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. p. 1007-1014. 2003.

LIU, J. Uncertainty analysis for temperature prediction of biological bodies subject to randomly spatial heating. **Journal of Biomechanics**, v. 34, p. 1637-1642, 2001.

_____; 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.

LOWDON, B. J.; MOORE, R. J. Determinants and nature of intramuscular temperature changes during therapy. **American Journal of Physical Medicine**, v. 54, n. 5, p. 223-233, 1975.

MAINARDI, C. L. et al. Rheumatoid arthritis: failure of daily heat therapy to affect its progression. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 60, p. 390-392, 1979.

MALUF, N. I. et al. A thermal signal generator probe for the study of neural thermal transduction. **IEEE Transactions on biomedical engineering**, v. 41, n. 7, p. 649-655, 1994.

MARIA, P. P. et al. Polyurethane resins derived from castor oil (*Ricinus communis*) for tibial crest deviation in dogs. **Ciencia Rural**, v. 34, n. 3, p. 821-827, May/June 2004.

MARIA, P. P., PADILHA FILHO, J. G; CASTRO, M. B. Análise macroscópica e histológica do emprego da poliuretana derivada do óleo de mamona (*Ricinus communis*) aplicada na tíbia de cães em fase de crescimento. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 18, n. 4, p. 332-336 jul./ago. 2003.

MARTIN, S. S. et al. Cryotherapy: an effective modality for decreasing intraarticular temperature after knee arthroscopy. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 29, n. 3, p. 288-291, 2001.

MASSONE, F. **Atlas de anestesia veterinária**. São Paulo: Roca, 2003. 188 p.

MATSEN, F. A.; QUESTAD, K.; MATSEN, A. L. The effect of local cooling on postfracture swelling. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n. 109, p. 201-206, 1975.

McMASTER, W. C. A literary review on ice therapy in injuries. **American Journal of Sports Medicine**, v. 5, n. 3, p. 124-126, 1977.

McMEEKEN, J.; MURRAY, L.; COCKS, S. Effects of cooling with simulated ice on skin temperature and nerve conduction velocity. **Australian Journal of Physics**, n. 30, p. 111-114, 1984.

MEEUSEN, R.; LIEVENS, P. The use of cryotherapy in sports injuries. **Sports Medicine**, n. 3, p. 398-414, 1986.

MELODELIMA, D. et al. Intraluminal ultrasound applicator compatible with magnetic resonance imaging "real-time" temperature mapping for the treatment of oesophageal tumours: An ex vivo study. **Medical Physics**, v. 31, n. 2, p. 236-244, 2004.

MERRICK, M. A. et al. A comparison of intramuscular temperatures during ultrasound treatment with coupling gel or gel pads. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 32, n. 5, p. 216-220, 2002.

_____. A preliminary examination of cryotherapy and secondly injury of skeletal muscle. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 31, p. 1516-1521, 1999.

_____. Identical 3-mhz ultrasound treatments with different devices produce different intramuscular temperatures. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 33, n.

7, p. 379-385, 2003.

_____. The effects of ice and compression wraps on intramuscular temperatures at various depths. **Journal of Athletic Training**, v. 28, n. 3, p. 236-245, 1993.

MICHLOVITZ, S. L. **Thermal agents in rehabilitation**. 3rd ed. Philadelphia: FA Davis; 1996.

MONTEIRO-PEDRO, V. *et al.* Effect of local cryotherapy and elevation on dextran induced edema in the hind paw of rats. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 2, n. 2, p. 83-86, 1997.

MOREIRA, L. Medição de temperatura usando-se termopar. **Cerâmica Industrial**, v. 7, n. 5, p. 51-53, 2002.

MUIR, W. W.; HUBBEL, J. A. E. **Handbook of veterinary anesthesia**. 2nd ed. Missouri: Mosby, 1995. 510 p.

MYRER, J. W. *et al.* Cold and hot-pack contrast therapy: subcutaneous and intramuscular temperature change. **Journal of Athletic Training**, v. 32, p. 238-241, 1997.

_____. Muscle temperature is affected by overlying adipose when cryotherapy is administered. **Journal of Athletic Training**, v. 36, n. 1, p. 32-36, 2001.

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.

MYRER, J. W.; MEASOM G.; FELLINGHAM, G. W. Temperature changes in the human leg during and after two methods of cryotherapy. **Journal of Athletic Training**, v. 33, p. 25-29, 1998.

NELSON, D. A. Invited editorial on "Pennes" 1948 paper revisited. **Journal of Applied Physiology**, v. 85, n. 1, p. 2-3, July 1998. Disponível em: <<http://www.jap.physiology.org>>. Acesso em: 31 maio 2005.

OHKOSHI, Y. *et al.* The effect of cryotherapy on intraarticular temperature and postoperative care after anterior cruciate ligament reconstruction. **The American Journal of Sports Medicine**, v. 27, n. 3, p. 357-362, 1999.

OLIVER, R. A. *et al.* Isometric muscle contraction response during recovery from reduced intramuscular temperature. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 60, p. 126-129, 1979.

OLSON, J. E.; STRAVINO, V. D. A review of cryotherapy. **Physical Therapy**, v. 52, p. 840-853, 1972.

OOSTERVELD, F. G. J. *et al.* The effects of local heat and cold therapy on the intraarticular

and skin surface temperature of the knees. **Arthritis and Rheumatism**, v. 35, n. 2, p. 146-151, 1992.

OOSTERVELD, F. G. J.; RASKER, J. J. Effects of local heat and cold treatment on surface and articular temperature of arthritic knees. **Arthritis and Rheumatism**, v. 37, n. 11, p. 1578-1582, 1994.

ORAEVSKY, A. A.; JACQUES, S. L.; TITTEL, F. K. Measurement of tissue optical properties by time-resolved detection of laser-induced transient stress. **Applied Optics**, v. 36, p. 402-415, 1997.

PALASTANGA, N. P. Heat and cold. In: WELL, P.; FRAMPTON, V.; BOWSHER, D. **Pain: management and control in physiotherapy**. London: Heinemann Medical Books, 1998. p. 169-180.

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

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

PARK, B. H. *et al.* In vivo burn depth determination by high-speed fiber-based polarization sensitive optical coherence tomography. **Journal of Biomedical Optics**, v. 6, n. 4, p. 474-479, 2001.

PARKER, D. L. ET AL. Temperature distribution measurements in two-dimensional NMR imaging. **Medical Physics**, v. 10, n. 3, p. 321-325, May 1983.

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.

PIKKULA, B. M.; TUNNELL, J. W.; ANVARI, B. Methodology for characterizing heat removal mechanism in human skin during cryogen spray cooling. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 31, p. 493-504, 2003.

PRADO FILHO, O. R. et al. Xylazine as a pre-medicant for thiopental sodium anaesthesia in the dog. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 15, n. 2, Apr./May/June 2000.

QINGHONG, H. E.; LIANG, Z.; SHELDON, W. Effect of Blood Flow on Thermal Equilibration and Venous Rewarming. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 31, p. 659-666, 2003.

ROBERTSON, V. J. *et al.* Guidelines for the clinical use of electrophysical agents. **Australian Physiotherapy Association**, p. 1-21, 2001. Disponível em: <http://apa.advsol.com.au/static_content/staticpages/guidelines/epags.pdf>. Acesso em: 12 fev. 2005.

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.

ROEMER, R. B. Engineering aspects of hyperthermia therapy. **Annual Review of Biomedical Engineering**, v. 1, p. 347-376, 1999.

RUBINSKY, B.; PERZ, P. A.; CARLSON, M. E. The thermodynamic principles of isochoric cryopreservation. **Cryobiology**, v. 50, n. 2, p. 121-138, Apr. 2005.

SAIDEL, G. M. *et al.* Temperature and perfusion responses of muscle and lung tissue during chronic heating *in vivo*. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 39, p. 126-133, 2001.

SALTIN, B.; GAGGE, A.P.; STOLWIJK, J.A. Muscle temperature during submaximal exercise in man. **Journal of Applied Physiology**, v. 25, p. 679-688, 1968.

SANTILLI, G., CANDELA, V. Telethermography in sports traumatology. **Italaly Journal Sports Traumatology**, v. 3, p. 225-232, 1981.

SHITZER, A.; EBERHART, R. C. **Heat transfer in medicine and biology**. Analysis and applications. New York: Plenum Press, 1985. v. 1, 428 p.

_____. **Heat transfer in medicine and biology**. Analysis and applications. New York: Plenum Press, 1985. v. 2, 429 p.

SLUKA, K. A. *et al.* Reduction of pain-related behaviors with either cold or heat treatment in an animal model of acute arthritis. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 80, p. 313-317, 1999.

STARKEY, C. **Modalidades terapêuticas em fisioterapia**. São Paulo: Manole, 2001. Cap. 4: Agentes térmicos, p. 114-172.

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.

SWENSON, C.; SWARD, L.; KARLSSON, J. Cryotherapy in sports medicine. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, n. 6, p. 193-200, 1996.

TABER, C. *et al.* Measurement of reactive vasodilation during cold gel pack application to nontraumatized ankles. **Physical Therapy**, v. 72, n. 4, p. 294-299, 1992.

TANDON, P. N.; BALI, R. A study on temperature regulation in synovial joints. **Tribology Letters**, v. 3, p. 209-213, 1996.

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 Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 21, n. 5, p. 283-286, 1995.

TELENKOV, S. A. *et al.* Differential phase optical coherence probe for depth-resolved detection of photothermal response in tissue. **Physics Medicine and Biology**, v. 49, p. 111-119, 2004.

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.

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

WAYLONIS, G. W. The physiologic effects of ice massage. **Archives of Physical Medicine & Rehabilitation**, v. 48, n. 1, p. 37-42, Jan. 1967.

WEBER, M. D.; WARE, N. Reabilitação do joelho. In: ANDREWS, J.R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. (Ed.). **Reabilitação física das lesões desportivas**. Rio de Janeiro: Guanabara-Koogan, 2000. Cap. 10, p. 235-294.

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

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

WEINBERGER, A.; LEV, A. Temperature elevation of connective tissue by physical modalities. **Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine**, v. 3, n. 2, p. 121-146, 1991.

YANAGISAWA, O. *et al.* Evaluations of cooling exercised muscle with MR imaging and ³¹P MR spectroscopy. **Medicine and science in sports and exercise**, v. 35, n. 9, p. 1517-1523, 2003a.

_____. The use of magnetic resonance imaging to evaluate the effects of cooling on skeletal muscle after strenuous exercise. **European Journal of Applied Physiology**, v. 89, n. 1, p. 53-62, 2003b.

YOSHIOKA, Y. *et al.* Noninvasive estimation of temperature and pH in human lower leg using ¹H nuclear magnetic resonance spectroscopy. **Spectroscopy**, v. 16, p. 183-190, 2002.

ZACHARIASSEN, K. E. Hypothermia and cellular physiology. **Arctic Medical Research**, v. 50, suppl. 6, p. 13-17, 1991.

ZEMKE, J. E. *et al.* Intramuscular temperature responses in the human leg to two forms of cryotherapy: ice massage and ice bag. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 27, n. 4, p. 301-307, 1998.

Apêndice A - Procedimento para confirmação do posicionamento dos termopares na articulação do joelho canino

Dissecação da articulação do joelho do cão para confirmação do posicionamento dos termopares, através da qual confirmou-se a posição dos termopares em seus respectivos locais: regiões subcutânea, pericapsular e meio intra-articular. O procedimento foi realizado ao término do experimento, após a realização da eutanásia do animal.



FIGURA 1 - Verificação do posicionamento do termopar na região subcutânea. A- preparação para incisão da pele; B- corte na superfície cutânea expondo a região subcutânea; C- Região subcutânea . Na seta pode-se observar a posição do termopar

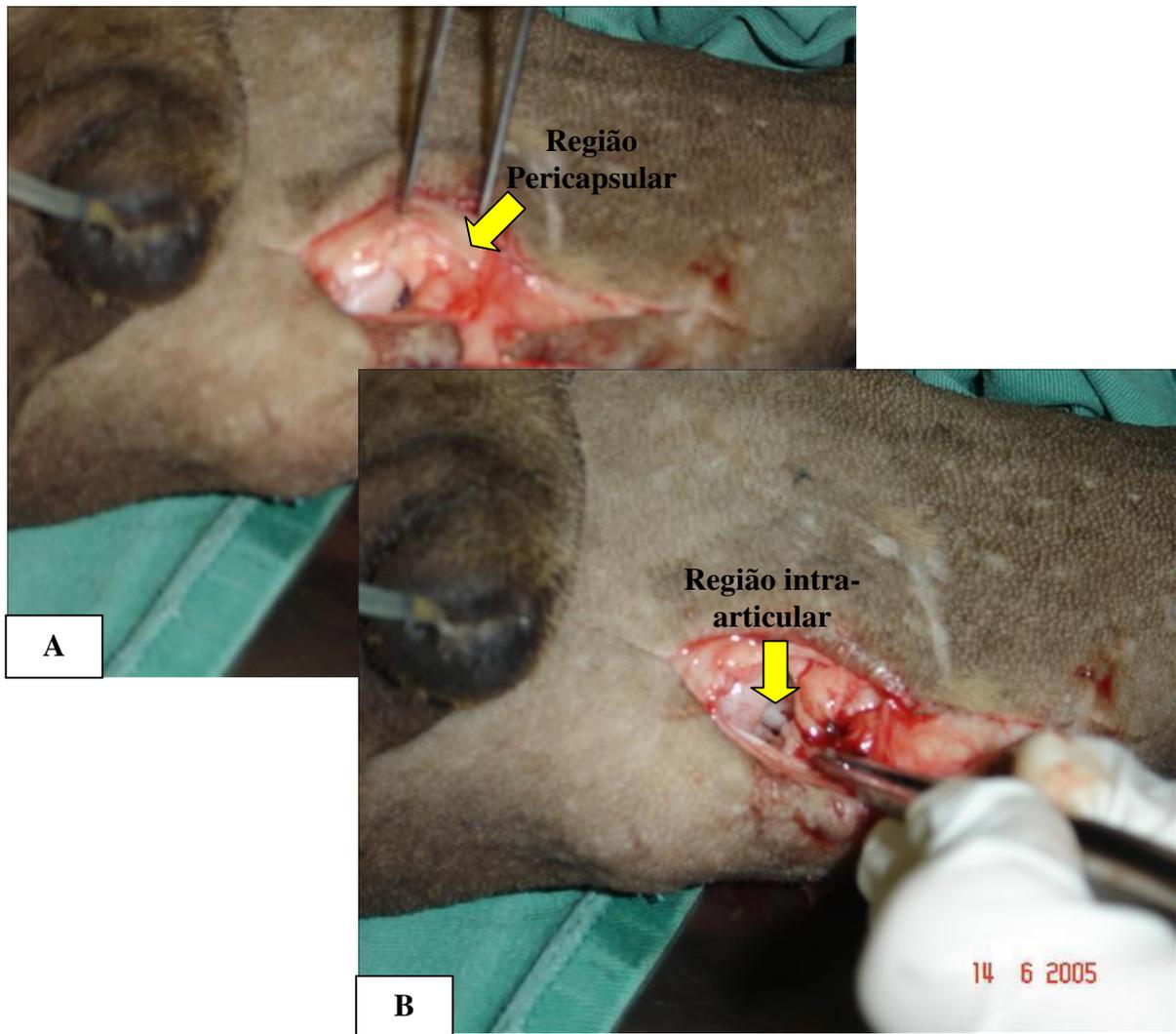


FIGURA 2 - Verificação do posicionamento dos termopares na região articular do joelho canino. A- Região pericapsular e B- Região intra-articular.

Apêndice B - Resultados das regressões para o processo de resfriamento articular

Resultados das regressões dos dados para o processo de resfriamento articular utilizando-se equações exponenciais de primeira, segunda e terceira ordens para os valores de temperatura da pele, região subcutânea, região pericapsular e meio intra-articular.

a- Região medial da pele

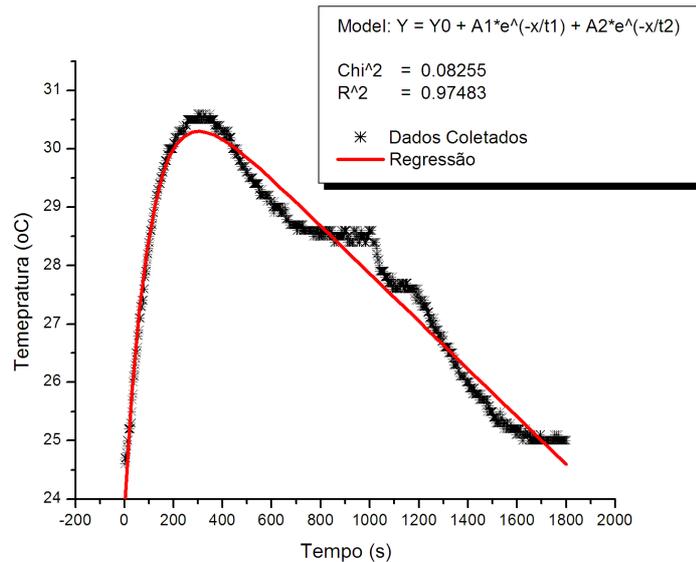


FIGURA 1 - Resultado da regressão dos dados para a região medial da pele utilizando-se a função exponencial de segundo grau, onde:

$$T_{ia} = -113091,5 - 8,1 \cdot e^{-t/101,3} + 113123,4 \cdot e^{-t/27698825,0}$$

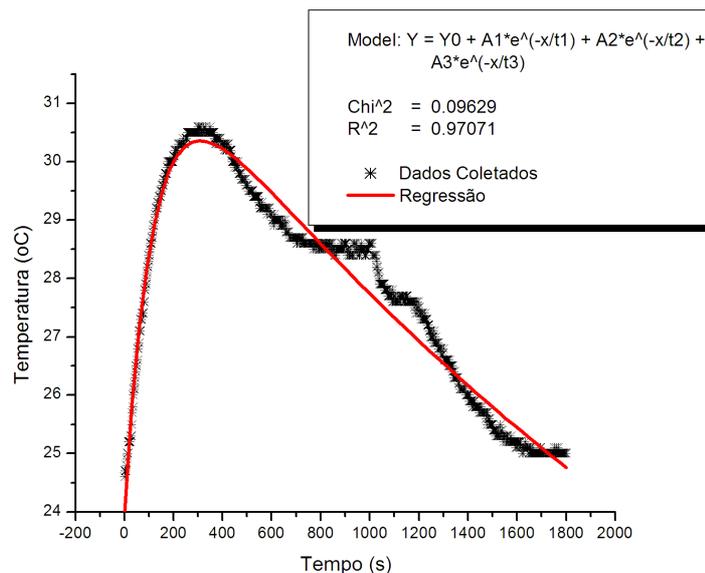


FIGURA 2 - Resultado da regressão dos dados para a região medial da pele utilizando-se a função exponencial de terceiro grau, onde:

$$T_{ia} = 13,4 - 8,6 \cdot e^{-t/114,5} + 11,1 \cdot e^{-t/3285,6} + 8,1 \cdot e^{-t/3672,3}$$

b- Região lateral da pele

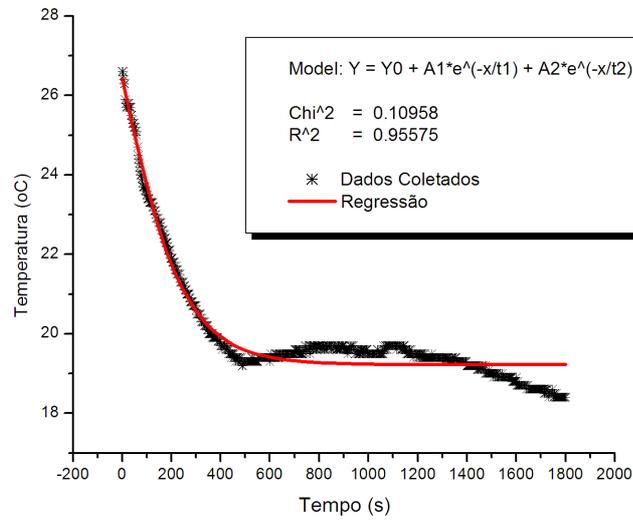


FIGURA 3 - Resultado da regressão dos dados para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de segundo grau, onde:

$$T_{ia} = 19,2 - 11,1 \cdot e^{-t/146,6} - 3,9 \cdot e^{-t/79,5}$$

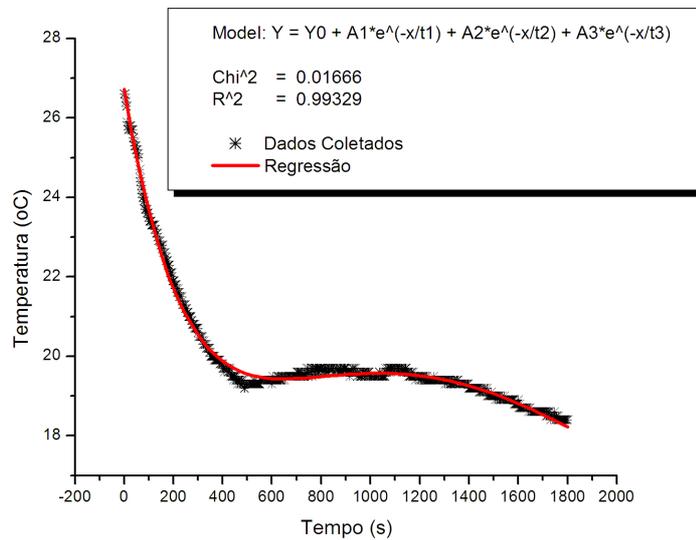


FIGURA 4 - Resultado da regressão dos dados para a região lateral da pele utilizando-se a função exponencial de terceiro grau, onde:

$$T_{ia} = 3,2 + 47,0 \cdot e^{-t/393,8} - 65,3 \cdot e^{-t/650,0} + 41,9 \cdot e^{-t/2228,4}$$

c- Região subcutânea

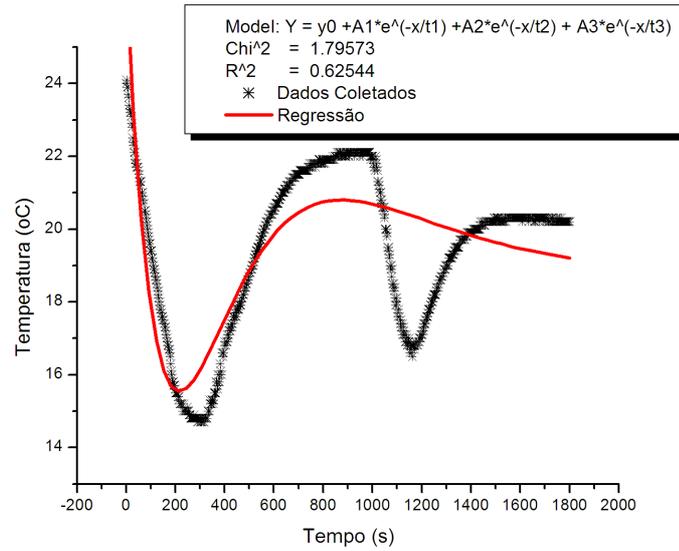


FIGURA 5 - Resultado da regressão dos dados para a região subcutânea utilizando a função exponencial de terceiro grau, onde:

$$T_{ia} = 18,8 + 9228,4 \cdot e^{-t/246,2} - 17879,0 \cdot e^{-t/255,8} + 8658,7 \cdot e^{-t/266,0}$$

d- Região pericapsular

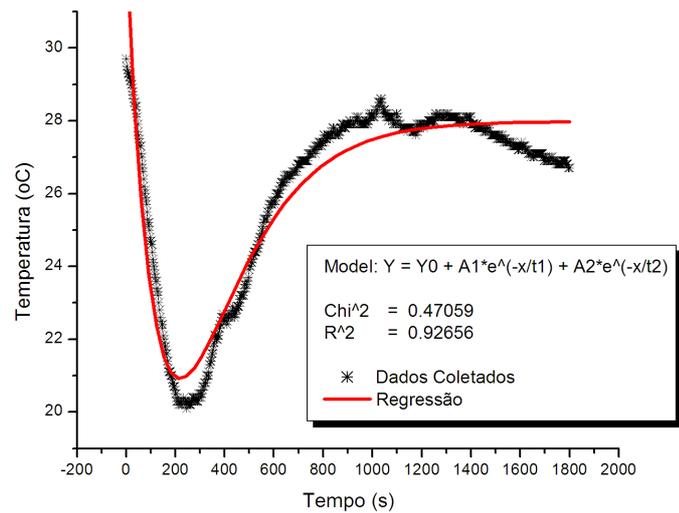


FIGURA 6 - Resultado da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de segundo grau, onde:

$$T_{ia} = 28,0 + 667,5 \cdot e^{-t/177,6} - 662,5 \cdot e^{-t/184,0}$$

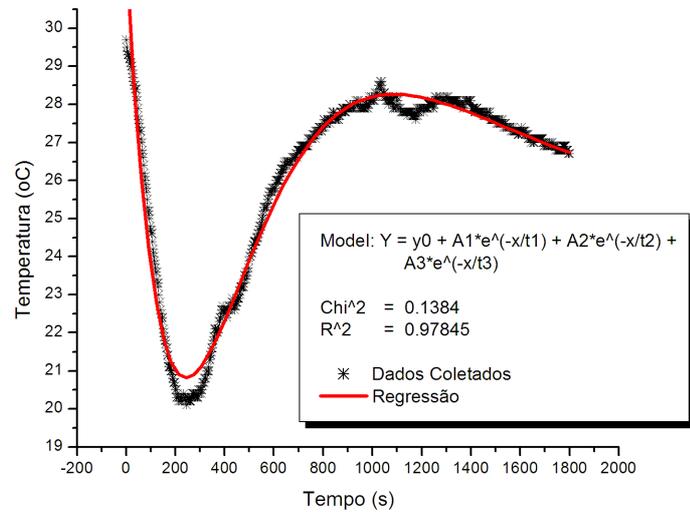


FIGURA 7 - Resultado da regressão dos dados para a região pericapsular utilizando-se a função exponencial de terceiro grau, onde:

$$T_{ia} = 25,3 + 10026,3 \cdot e^{-t/319,7} - 19339,0 \cdot e^{-t/333,3} + 9319,4 \cdot e^{-t/348,0}$$

e- Meio intra-articular

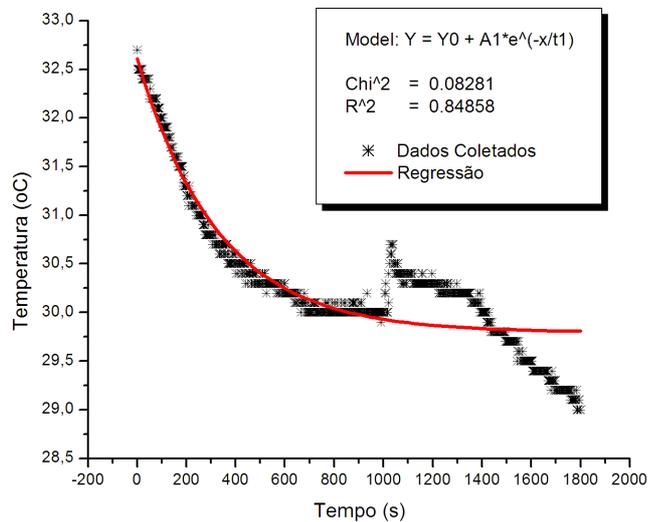


FIGURA 8 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de primeiro grau, onde: $T_{ia} = 29,8 + 2,8 \cdot e^{-t/327,8}$

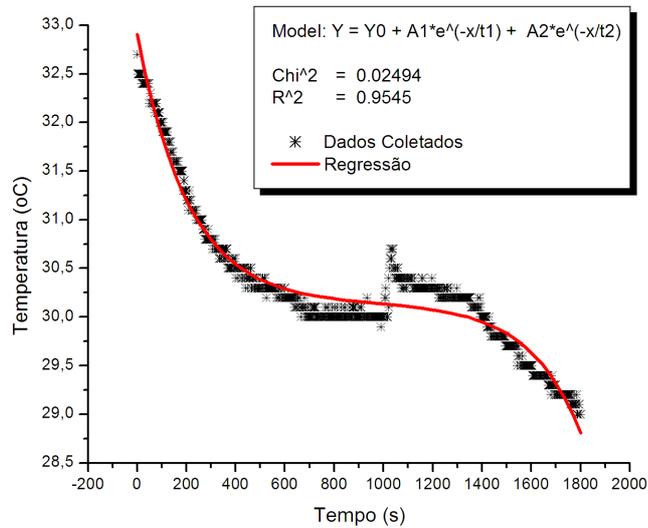


FIGURA 9 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de segundo grau, onde:

$$T_{ia} = 30,1 + 2,8 \cdot e^{-t/208,4} - 0,0002 \cdot e^{-t/-206,4}$$

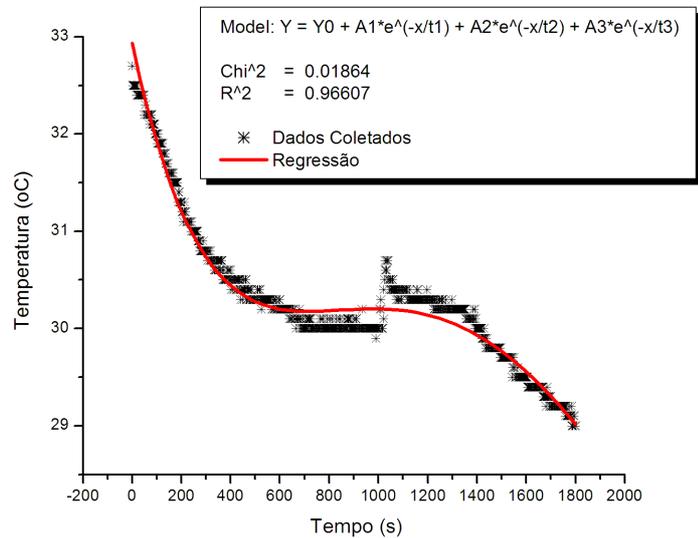


FIGURA 10 - Resultado da regressão dos dados para o meio intra-articular utilizando-se a função exponencial de terceiro grau, onde:

$$T_{ia} = 7,1 + 10166,2 \cdot e^{-t/1071,9} - 19327,2 \cdot e^{-t/1122,6} + 9186,9 \cdot e^{-t/1186,2}$$

Nome do arquivo: Versão final corrigida.doc
Pasta: G:\Bioengenharia\Dissertação
Modelo: C:\WINDOWS\Application
Data\Microsoft\Modelos\Normal.dot
Título: Juliana Hermont de Melo
Assunto:
Autor: Ricardo Bibiano Dias
Palavras-chave:
Comentários:
Data de criação: 9/5/2006 19:53
Número de alterações:6
Última gravação: 9/5/2006 22:11
Gravado por: li
Tempo total de edição: 68 Minutos
Última impressão: 9/5/2006 22:14
Como a última impressão
Número de páginas: 111
Número de palavras: 26.118 (aprox.)
Número de caracteres: 148.878 (aprox.)

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)