

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA MARIA
CENTRO DE CIÊNCIAS RURAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM MEDICINA VETERINÁRIA**

**DETERMINAÇÃO DO POTENCIAL TÉRMICO EM
BARRAS CONECTORAS DE RESINA ACRÍLICA
AUTOPOLIMERIZÁVEL DE FIXADORES EXTERNOS
POR TERMOGRAFIA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Renan Marcel Krüger

Santa Maria, RS, Brasil.

2012

**DETERMINAÇÃO DO POTENCIAL TÉRMICO EM BARRAS
CONECTORAS DE RESINA ACRÍLICA
AUTOPOLIMERIZÁVEL DE FIXADORES EXTERNOS POR
TERMOGRAFIA**

Renan Marcel Krüger

Dissertação apresentada ao Curso de Mestrado do Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, Área de Concentração em Cirurgia Veterinária, da Universidade Federal de Santa Maria (UFSM, RS), como requisito parcial para obtenção do grau de **Mestre em Medicina Veterinária**

Orientador: Prof. João Eduardo Wallau Schossler

**Santa Maria, RS, Brasil
2012**

**Universidade Federal de Santa Maria
Centro de Ciências Rurais
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária**

A Comissão Examinadora, abaixo assinada, aprova a Dissertação de
Mestrado

**DETERMINAÇÃO DO POTENCIAL TÉRMICO EM BARRAS
CONECTORAS DE RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL DE
FIXADORES EXTERNOS POR TERMOGRAFIA**

elaborada por
Renan Marcel Krüger

como requisito parcial para obtenção do grau de
Mestre em Medicina Veterinária

Comissão Examinadora

João Eduardo Wallau Schossler, Dr.
(Presidente/Orientador)

Flávio Desessards De La Côte, Dr. (UFSM)

Saionara Siqueira Lucas, Dr^a. (Clinipet)

Santa Maria, 16 de outubro de 2012.

AGRADECIMENTOS

Ao meu Deus, por todo suporte que me proveu para passar pelas dificuldades desta etapa.

À minha esposa, Jenniffer Ramos Kuhl, pela cumplicidade, carinho, amor e dedicação em me auxiliar a passar pelos momentos difíceis. Obrigado por poder contar sempre contigo!

Aos meus pais, Harold Krüger e Hariet Wondracek Krüger pelo apoio constante e incondicional.

Ao meu orientador e amigo professor Dr. João Eduardo Wallau Schossler, pelo auxílio na elaboração deste trabalho, pelos ensinamentos, experiência e competência profissional.

Aos professores coorientadores deste projeto, Dr. Alceu Gaspar Raiser e, em especial, Dr. Flávio Desessards De La Côte, pelo auxílio na operação dos equipamentos e disposição em ajudar sempre que fosse necessário.

Aos colegas que efetivamente auxiliaram e trabalharam junto, passo a passo, para a realização deste projeto: Gabriele Maria Callegaro Serafini, Bernardo Schmidt, Érika Garcia e Fabíola Dalmolin.

Aos meus amigos e colegas de pós-graduação, Jaime Sardá Aramburu Júnior e Maurício Borges, pelo auxílio em tudo que precisasse.

Ao professor Dr. Daniel Curvello de Mendonça Müller, pelo auxílio no tratamento estatístico dos números e pelas suas importantes opiniões.

A todos que, de um modo ou de outro, contribuíram para a conclusão deste trabalho.

Ao CNPq pela disponibilização da bolsa de estudos, à Universidade Federal de Santa Maria e ao Laboratório de Cirurgia Experimental, por fornecer os meios para a realização deste estudo.

RESUMO

Dissertação de Mestrado
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária
Universidade Federal de Santa Maria, RS, Brasil

DETERMINAÇÃO DO POTENCIAL TÉRMICO EM BARRAS CONECTORAS DE RESINA ACRÍLICA AUTOPOLIMERIZÁVEL DE FIXADORES EXTERNOS POR TERMOGRAFIA

AUTOR: RENAN MARCEL KRÜGER
ORIENTADOR: JOÃO EDUARDO WALLAU SCHOSSLER
Data e local da defesa: Santa Maria, 10 de outubro de 2012.

O uso da resina acrílica de polimetilmetacrilato (PMMA) como barra conectora de fixadores esqueléticos externos (FEE) tornou-se bastante comum em medicina veterinária devido a sua versatilidade, fácil aplicação e baixo custo. O objetivo deste estudo foi avaliar o potencial térmico de dano aos tecidos moles e ossos, através da termografia, proveniente da reação exotérmica durante a confecção da barra conectora, e avaliar se a irrigação direta com solução de NaCl a 0,9% é necessária e eficiente. Para tanto, 18 fixadores esqueléticos externos do tipo II foram confeccionados por moldagem manual para a estabilização de fraturas de rádio e ulna ou de tíbia e fíbula, divididos em quatro grupos: confecção simultânea bilateral sem irrigação (5), confecção simultânea bilateral com irrigação (4), confecção unilateral sem irrigação (5) e confecção unilateral com irrigação (4). Através de imagens térmicas, do quinto ao 25º minuto após a mistura, foram determinadas as temperaturas máximas das barras conectoras de PMMA e do ponto de contato dos pinos com a pele a cada minuto. Em um experimento complementar, foram elaboradas barras de PMMA medindo 150mm de comprimento, com diâmetros de 20mm, 25mm e 32mm com cinco pinos do tipo intramedular liso, com 2, 3, 4, 5 e 6mm de diâmetro em cada. Imagens térmicas foram obtidas a intervalos de 30 segundos, do quinto ao 20º minuto após a mistura, e as distâncias em que os pinos atingiram 50°C em relação à barra de acrílico foram medidas. A temperatura máxima dos acrílicos foi de 105,5°C e a irrigação possibilitou uma redução média significativa de 21,6°C ($p<0,01$) na temperatura máxima e de 11,1 minutos no tempo de permanência acima de 50°C ($p<0,01$). A temperatura máxima da interface pino-pele foi de 56,6°C, sendo que nos quatro casos (22,2%) em que a temperatura máxima foi superior a 50°C a distância entre acrílico e pele ficou entre quatro a 6mm; através da irrigação, a temperatura média foi significativamente reduzida em 8,1°C ($p<0,01$). Conclui-se que existe potencial de lesão térmica pelos pinos, a partir da barra de acrílico, até a distância de 6mm, a irrigação direta é eficiente na redução deste potencial de lesão, a confecção simultânea das duas barras de acrílico não altera o potencial de lesão térmica, e, por último, recomenda-se especial atenção à distância da barra à pele, quanto mais espessa a barra, maior a deve ser a distância, observando-se neste experimento a distância mínima de 4mm em barras com diâmetro até 20mm, 6,5mm em barras com diâmetro até 25mm e 10,5mm para barras com diâmetro até 32mm.

Palavras-chave: Fratura. Metilmetacrilato. Ortopedia. Traumatologia.

ABSTRACT

Master Dissertation
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária
Universidade Federal de Santa Maria, RS, Brasil

THERMAL POTENTIAL DETERMINATION OF AUTOPOLYMERIZING ACRYLIC RESIN IN EXTERNAL FIXATOR BY THERMOGRAPHY

AUTHOR: RENAN MARCEL KRÜGER
ADVISOR: JOÃO EDUARDO WALLAU SCHOSSLER
Local and date of the defense: Santa Maria, September 22, 2012.

The use of polymethylmethacrylate acrylic resin (PMMA) as connecting rod for external skeletal fixator (EEF) has become common in veterinary medicine due to its versatility, low cost and easy implementation. The aim of this study was to evaluate the potential of thermal damage to soft tissues and bones, by thermography, derived from the exothermic reaction during construction of connecting rod. Therefore, 18 external fixators type II were constructed by manual molding for stabilization of fractures of the radius and ulna or tibia and fibula, and were divided into four groups: simultaneous bilateral molded without irrigation (5), simultaneous bilateral molded with irrigation (4), unilateral molded without irrigation (5) and unilateral molded with irrigation (4). Through thermal imaging, from fifth to 25th minutes after mixing, temperature of PMMA acrylic rods and the pin-skin interface were determined at every minute. In a complementary study, PMMA rods measuring 150mm long by with diameters of 20mm, 25mm and 32mm were prepared with five flat intramedullary pin-type, with 2, 3, 4, 5 and 6 mm diameter each. Thermal images were obtained at 30 second intervals, from the fifth to the 20th minute after mixing, and the distances at which the pins reached 50°C above the acrylic rods were measured. The maximum temperature of acrylics was 105.5°C and irrigation provided a significant average reduction of 21.6°C ($p<0.01$) in the maximum temperature, and 11.1 minutes in the permanence time above 50°C ($p<0.01$). The maximum temperature of the pin-skin interface was 56.6°C, in the four cases (22.2%) where the maximum temperature was above 50°C the distance between acrylic and skin was between four to 6mm; through irrigation, the maximum temperature was significantly reduced by 8.1°C ($p<0.01$). In conclusion, there is a potential for thermal damage when the distance from the acrylic rod where the pins touch skin was shorter than 6mm, direct irrigation is effective in reducing this potential, perform simultaneously two rods of acrylic on an type II external skeletal fixation does not alter the potential for thermal injury and, finally, it is recommended particular attention to the distance of the rod to the skin, for larger rods diameters, larger distances should be maintained to the skin, observing in this experiment the minimum distance of 4mm in rods with diameter up to 20mm, 6.5 mm in rods with diameter up to 25 mm and 10.5 mm for rods with a diameter up to 32mm.

Key words: Fracture. Methylmethacrylate. Orthopedy. Traumatology.

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Tempos mínimos para uma exposição térmica causar lesões irreversíveis na pele, adaptado de Moritz e Henriques (1947)	18
---	----

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Layout do software FLIR QuickReport 1.2 SP2 Layout do software FLIR QuickReport 1.2 SP2.....	27
Figura 2 – Representação esquemática das amostras a serem registradas termograficamente no experimento complementar	29
Figura 3 – Em “a”, Ferramenta medidor de ponto móvel, para aferição da temperatura em um ponto; em “b”, Ferramentas isotérmicas e alarmes: acima, para preencher com uma cor as superfícies acima de determinada temperatura: nesta imagem, verde acima de 35°C; e em “c”, Ferramenta área, com a qual foi possível determinar a temperatura mínima, máxima e média da área onde o pino se insere na pele	32
Figura 4 – Ferramenta JRuler Pro 2.2. Na caixa de diálogo, a relação de pixels por polegada pode ser alterada, ajustando-se a escala da régua.....	33
Figura 5 – Temperaturas máximas dos acrílicos em relação ao tempo após a mistura dos componentes do PMMA.....	37
Figura 6 – Temperaturas máximas das interfaces pino-pele em relação ao tempo após a mistura dos componentes do PMMA.....	39
Figura 7 – Distâncias em relação ao acrílico que os pinos atingiram 50°C. As áreas em destaque representam um período mínimo de 4 minutos (nove aferições, com 30 segundos de intervalo).....	41

LISTA DE QUADROS

- Quadro 1 – Resultados da temperatura máxima e do tempo que a barra de acrílico permaneceu com temperatura igual ou acima de 50°C35
- Quadro 2 – Resultados da temperatura máxima e do tempo que a interface pino-pele permaneceu com temperatura igual ou acima de 50°C.....38

LISTA DE ANEXOS

Anexo A – Ficha de recomendações para fixador esquelético externo.....	55
--	----

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 REVISÃO DA LITERATURA	14
2.1 Fixadores esqueléticos externos	14
2.2 Propriedades físico-químicas do polimetilmetacrilato	15
2.3 Queimaduras e potencial térmico de barras conectoras de polimetilmetacrilato	16
2.4 Termografia	18
3 MATERIAIS E MÉTODOS	23
3.1 Comitê de Ética em Experimentação Animal	23
3.2 Animais	23
3.3 Agrupamento dos animais	24
3.4 Pré-operatório dos pacientes	24
3.5 Intervenção cirúrgica	25
3.6 Potencial térmico de barras conectoras de resina acrílica de PMMA - estudo clínico	26
3.6.1 Câmera e <i>softwares</i> utilizados	26
3.6.2 Parâmetros utilizados para a determinação de potencial térmico de fixadores esqueléticos	27
3.7 Pós-operatório	27
3.8 Distâncias de condução de calor por pinos em barras de PMMA: estudo <i>ex vivo</i>	28
3.8.1 Câmera e <i>softwares</i> utilizados	30
3.8.2 Parâmetros utilizados para a determinação de potencial térmico de fixadores esqueléticos	30
3.9 Análise estatística dos dados	30
4 RESULTADOS	31
4.1 Utilização do <i>software</i> FLIR QuickReport 1.2 SP2	31
4.2 Variabilidade na confecção e irrigação dos aparelhos de fixação esquelética externa e artefatos termográficos	33
4.3 Determinação do potencial térmico em barras conectoras de PMMA: estudo clínico	34
4.3.1 Barras de acrílico: temperatura máxima e tempo de permanência acima de 50°C	34
4.3.1.1 Efeito do método de irrigação direta de solução salina	35
4.3.1.2 Moldagem bilateral simultânea <i>versus</i> moldagem unilateral	37
4.3.2 Interfaces pino-pele: temperatura máxima atingida e tempo de permanência acima de 50°C	37
4.3.2.1 Efeito do método de irrigação direta de solução salina	38
4.3.2.2 Moldagem bilateral simultânea <i>versus</i> moldagem unilateral	40
4.4 Distâncias de condução de calor por pinos em barras de PMMA: estudo <i>ex vivo</i>	40
4.4.1 Distâncias máximas em que se atingiram 50°C ou mais	42
4.4.2 Distâncias em que os pinos atingiram e mantiveram 50°C durante quatro minutos ou mais	43
5 DISCUSSÃO	44
6 CONCLUSÃO	49

7 REFERÊNCIAS	50
8 ANEXOS	55

1 INTRODUÇÃO

O uso de fixadores esqueléticos externos (FEE) como método de estabilização de fraturas, tem se popularizado devido à sua versatilidade e facilidade de aplicação (Rocha, 2008). O FEE é um método de estabilização de fraturas que consiste na inserção de pinos, que atravessam a pele, tecidos moles e as corticais ósseas (Egger, 1998). Os pinos são fixados externamente por hastes ou barras conectoras de natureza metálica ou de resina acrílica autopolimerizante de polimetilmetacrilato (PMMA) (Dias; Filho, 2009).

Barras conectoras de acrílico em FEE tornaram-se bastante comum em medicina veterinária pelo baixo custo, facilidade de aplicação e plasticidade (Rocha, 2008). Após a mistura do componente líquido ao componente sólido que originarão a barra conectora, o PMMA inicia-se com fase líquida, a qual dura de 2 a 3 minutos. Então passa para uma fase de massa firme e moldável, entre 4 a 5 minutos, chegando ao último estágio como uma massa rígida muito forte dentro de 7 a 10 minutos. Durante a polimerização ocorre a liberação de calor por reação exotérmica nos últimos 2 a 3 minutos do ciclo de secagem (Flo *et al.*, 2009).

O calor produzido pela reação de polimerização do PMMA pode levar à necrose dos tecidos moles e ossos que entram em contato com o pino aquecido pela barra conectora de acrílico. Alguns cirurgiões, na tentativa de se evitar a possibilidade de necrose térmica, irrigam a barra conectora e os pinos com solução salina a 0,9%.

Este trabalho objetivou: (1) determinar, através da termografia, o potencial térmico de barras conectoras de resina acrílica autopolimerizável em conduzir o calor para os pinos, tendo a necrose térmica dos tecidos orgânicos em contato com os pinos como possível complicação; (2) evidenciar se o uso de solução fisiológica é eficiente e necessário para reduzir a temperatura durante a polimerização; e (3) avaliar a distância de condução do calor por pinos de diferentes diâmetros em barras de diferentes diâmetros.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Fixadores esqueléticos externos

Os FEE são classificados em tipo I ou “meios pinos”, quando os pinos atravessam as duas corticais do osso, mas não se insinuam do lado oposto do membro e são fixados unilateralmente, tipo II ou “pinos inteiros”, quando os pinos atravessam as duas corticais ósseas e atravessam os tecidos moles do lado oposto sendo fixados bilateralmente, e o tipo III, quando ocorre uma associação do tipo I e tipo II, tomando uma forma tridimensional (Egger, 1998).

São indicados para fraturas de ossos longos, osteotomia corretiva, artrodese articular e imobilização articular temporária (Johnson, 2008). Possuem leveza e capacidade de manter os fragmentos da fratura em aposição durante o período de consolidação, não requerem imobilização de articulações, causam danos mínimos ao sistema sanguíneo e são bem tolerados (Brasil *et al.*, 2007). Além de poderem ser usados tanto em reduções abertas quanto fechadas, os pinos também podem ser colocados à distância de ferimentos abertos e contaminados, facilitando posteriormente sua limpeza, além de ser possível sua associação com outras técnicas de fixação interna, apresentando fácil remoção e custo razoavelmente baixo (Dias; Filho, 2009).

A principal vantagem no uso de PMMA para a confecção das barras conectoras é que uma variedade de tamanhos e orientações de pinos pode facilmente ser acomodada em razão da versatilidade das barras de conexão, o que resolve alguns dos principais problemas relacionados com o uso de clampes e barras de metal, que são rígidas. Isso é útil, principalmente, para ossos de anatomia complicada como a mandíbula (Denny; Butterworth, 2006). Além disso, o PMMA, como haste externa, permite fácil acesso às feridas para a higienização das mesmas e a característica radioluscente do material favorece a avaliação radiográfica (Santos Junior; Schossler, 2002).

Como barra conectora, a resina acrílica de PMMA deve ser resistente às quatro forças fisiológicas primárias que atuam sobre o osso: compressão axial, tensão axial, flexão e torção (Hulse; Hyman, 1998). Além das vantagens já citadas, a resina acrílica como barra conectora em fixadores externos demonstrou possuir resistência mecânica superior em comparação às hastes de aço contemporâneo (Okrasinski *et al.*, 1991; Willer *et al.*, 1991).

As desvantagens da resina acrílica autopolimerizável incluem a dificuldade de manter a redução da fratura no período transoperatório até que a polimerização termine, de seccionar a barra acrílica para restauração do alinhamento da fratura e a possível necessidade de proteger os tecidos durante a reação exotérmica de polimerização (Rocha, 2008).

Resultados de estudos anteriores indicam que pode haver a necessidade do resfriamento do acrílico durante a polimerização (Martinez *et al.*, 1997), porém, esse processo pode interferir com a polimerização e alterar a resistência final do acrílico (De Wijn, 1974). A irrigação com gaze embebida em solução salina foi sugerida por Okrasinski *et al.* (1991), embora sem comprovação de eficácia.

2.2 Propriedades físico-químicas do polimetilmetacrilato

As resinas sintéticas são também comumente chamadas de plásticos, ou seja, substâncias que, apesar de serem estáveis em uso normal, foram plásticas em alguma etapa da manufatura (Anusavice; Phillips, 1996). Os plásticos são geralmente polímeros, sendo termoplásticos se amolecem novamente quando reaquecidos, ou termofixos se permanecem resistentes a mudanças após a aplicação de calor adicional.

As resinas termofixas tornam-se permanentemente rígidas quando aquecidas acima de uma determinada temperatura, não voltam a ficar amolecidas após o aquecimento e são geralmente insolúveis e infusíveis (Anusavice; Phillips, 1996). Estas resinas possuem, na maioria das vezes, resistência à abrasão e estabilidade dimensional superior as resinas termoplásticas, as quais possuem melhores propriedades flexurais e de

impacto. O PMMA é uma resina termofixa, sendo preparado após a mistura de um componente líquido (monômero) com um componente sólido (polímero). O componente líquido é um produto composto de acetona, ácido cianídrico e álcool metílico.

2.3 Queimaduras e potencial térmico de barras conectoras de polimetilmetacrilato

Necrose térmica do osso é citada nos casos onde a resina circunda diretamente o osso para fixação de próteses, estabilização de compressão em fraturas vertebrais e preenchimento de defeitos ósseos (Stańczyk; Van Rietbergen, 2004), porém, poucos trabalhos estão disponíveis com informações acerca do potencial de necrose térmica pelo calor transmitido do acrílico para a pele através dos pinos aquecidos.

Martinez *et al.* (1997) publicaram um trabalho em que termissores foram colocados em pinos de 1,6mm ou 3,2mm, a uma distância de cinco e 10mm de colunas de acrílico com 1,5 e 2,1cm de diâmetro. Dois fabricantes diferentes de PMMA tiveram seus produtos testados. Foi demonstrado que tanto os pinos de 1,6mm como os de 3,2mm podem atingir temperaturas superiores a 55°C a uma distância de 5mm das colunas de acrílico, o que comprova o potencial de necrose óssea. Temperaturas superiores a 50°C, que podem levar a alterações biomecânicas imediatas e irreversíveis nos ossos segundo Bonfield e Li (1968), foram encontradas em todos os pinos a uma distância de 5mm da coluna de acrílico.

Segundo os mesmos autores, até a distância de 5mm, o diâmetro dos pinos não influenciou a temperatura nem a duração da mesma, porém, aos 10mm, os pinos de maior diâmetro apresentaram maior temperatura e maior tempo de permanência nesta temperatura, muito embora as temperaturas atingidas a essa distância não foram consideradas suficientes para a ocorrência de necrose térmica. Estes resultados também sugerem a necessidade do estabelecimento da relação entre o diâmetro dos pinos e o diâmetro do acrílico com o potencial de lesão irreversível aos tecidos.

Embora seja senso comum de que há uma relação inversamente proporcional entre a intensidade da exposição térmica e a quantidade de tempo necessária para produzir lesão, é escassa a informação disponível sobre a taxa em que a necrose térmica da pele ocorre quando em contato com uma superfície aquecida. Um estudo em que o objetivo foi estabelecer esta relação entre tempo e temperatura de exposição foi publicado por Moritz e Henriques (1947). Estes autores pesquisaram a produção de lesões na pele após contato com um fluxo contínuo de água aquecida a uma temperatura conhecida. O estudo do trabalho publicado por estes autores é importante para a determinação do potencial de necrose térmica dos aparelhos de FEE moldados a partir de resina acrílica autopolimerizante de PMMA.

Neste mesmo trabalho, as reações à exposição foram classificadas em primeiro, segundo e terceiro graus, de acordo com a classificação sugerida por Moritz (1947). As exposições que foram de intensidade ou duração insuficiente para causar a destruição completa da epiderme foram designadas como de primeiro grau. Dentre estas, a resposta total para o episódio de hipertermia variou de dilatação dos vasos sanguíneos cutâneos superficiais (hiperemia) até esfoliação excessiva ou ulceração focal alguns dias após a exposição. Portanto, mesmo sem evidências de destruição completa da epiderme, uma parte da epiderme exposta sofreu danos irreversíveis.

Havendo destruição completa da epiderme, Moritz e Henriques (1947) classificaram como reações à exposição de segundo grau, quando houve necrose da epiderme sem danos irreversíveis significantes à derme por avaliação microscópica e clínica, ou terceiro grau, quando além da necrose da epiderme se observou danos irreversíveis significativos na derme. A Tabela 1 foi elaborada a partir dos resultados obtidos; como exposições a menos de 48°C precisam ter uma duração superior a 35 minutos para causar um dano maior do que apenas hiperemia, tais resultados foram omitidos.

A mudança na temperatura transepidérmica causada pela exposição da superfície da pele ao calor excessivo é composta por duas fases (Moritz, 1947). A primeira representa o tempo necessário para a transferência do calor da superfície até que uma gradiente estável transepidérmico se estabeleça; trinta segundos foram suficientes para a obtenção de um estado estacionário de

transferência de calor em que a temperatura ao nível da célula basal foi apenas ligeiramente menor do que na superfície.

A segunda fase representa o momento em que a gradiente de temperatura transepidermica foi estabilizada. Este dado é relevante pelo fato do pino poder transferir calor até as camadas mais profundas da epiderme sem necessitar deste tempo de transferência, pois está em contato com todas as camadas da pele, tecido subcutâneo, músculo e ossos. Uma mínima condução de calor poder levar a danos irreversíveis nos tecidos em contato com o pino, podendo favorecer infecção e afrouxamento dos pinos.

Entre 44 e 55°C, para cada grau de temperatura que aumenta o tempo necessário para ocorrer lesão celular irreversível é diminuído pela metade (Moritz; Henriques, 1947). Baseado no trabalho de Moritz e Henriques (1947), foi elaborada a Tabela 1, na qual constam os tempos mínimos para levar a lesão irreversível.

Sob temperatura superior a 50°C, alterações biomecânicas irreversíveis ocorrem nos ossos de cães (Bonfield; Li, 1968). Em ossos de coelhos, necrose térmica ocorre a 55°C ou mais, quando a exposição dura um minuto (Rouiller; Majno, 1953).

Tabela 1 - Tempos mínimos para uma exposição térmica causar lesões irreversíveis na pele, adaptado de Moritz e Henriques (1947).

48°C: 14min	53°C: 45s	60°C: 2s	85°C: 1s
49°C: 6min	54°C: 35s	65°C: 2s	90°C: 1s
50°C: 4min	55°C: 20s	70°C: 1s	95°C: 1s
51°C: 2min	56°C: 10s	75°C: 1s	100°C: 1s
52°C: 1min30s	58°C: 10s	80°C: 1s	

2.4 Termografia

Termografia é a representação pictórica da temperatura de superfície de determinado objeto (Turner *et al.*, 1986). É uma técnica não invasiva de medir o calor emitido. A termografia médica é uma modalidade de imagem que permite

a investigação e o diagnóstico a partir da análise das alterações dos padrões térmicos da superfície do corpo (Sanches, 2009). É uma técnica não invasiva, sem contato, usada para converter a energia térmica do espectro eletromagnético, emitida pela superfície do corpo, em impulsos elétricos que podem ser visualizados na forma de imagem colorida usando pseudocores ou em tons de cinza (Van Hoogmoed; Snyder, 2002; Sanches, 2009). A detecção de ondas infravermelhas, não visíveis ao olho humano, é feita por meio de câmera infravermelha e as características da emissão infravermelha pelo corpo indicam o estado microcirculatório do paciente (Sanches, 2009).

O espectro eletromagnético é composto de ondas de comprimento que vão desde os raios gama mais curto para raios-X, luz ultravioleta, luz visível, micro-ondas, infravermelho e as ondas mais longas de rádio. Dentro desse espectro, humanos percebem apenas uma região muito pequena, conhecida como luz visível (Eddy *et al.*, 2001).

Radiação infravermelha, que é detectada por câmeras térmicas, é emitida por todos os objetos proporcionalmente a sua temperatura. Esta radiação pode ser absorvida, emitida, refletida ou transmitida. A emissividade representa a maior ou menor tendência que determinado corpo tem em emitir radiação, e é considerado mais importante do que reflexão, que é a capacidade de simplesmente refletir a radiação infravermelha (Eddy *et al.*, 2001). Emissividade é importante na consideração de imagens térmicas, pois a habilidade de um material emitir ou refletir calor deve ser considerado na interpretação de uma imagem.

Qualquer objeto, cuja temperatura está acima do zero absoluto, emite energia infravermelha na forma de raios invisíveis. Esta energia pode ser coletada opticamente, transformada em impulsos elétricos e convertida em raios visíveis para formar uma imagem chamada de termograma (Purohit *et al.*, 1977). Termogramas são, na realidade, representações quantitativas da temperatura da superfície de um objeto, porque a quantidade de energia infravermelha emitida por qualquer objeto é proporcional a sua temperatura; não requerem iluminação externa ou irradiação do objeto e pode ser obtido na escuridão total. Não são influenciados pela cor da pele ou pigmentação, pois eles dependem diretamente da temperatura da pele (Purohit *et al.*, 1977).

No passado, instrumentos termográficos eram divididos em duas categorias: dispositivos de contato e sem contato (Turner, 1996). Termografia de contato usa cristais líquidos em uma base deformável (superfície da pele, por exemplo). Os cristais mudam de forma de acordo com a temperatura do objeto em contato, e assim refletem uma cor diferente da luz; portanto, a cor de um cristal representa uma temperatura específica. Para usar esta tecnologia para fins médicos, os cristais líquidos são incorporados em folha de látex flexível e durável. Este método caiu em desuso por causa de inúmeros problemas inerentes à aplicação da tecnologia, e a termografia sem contato se tornou o método de escolha (Turner, 1996; Head; Dyson, 2001).

Para a termografia sem contato, existem duas tecnologias distintas, a resfriada e não resfriada. Na tecnologia resfriada, por causa do calor gerado pela câmera, o detector deve ser resfriado para evitar a interferência do calor da máquina. A complexidade da câmera torna este equipamento frágil, além disso, requer a fixação de um computador e, portanto, não é facilmente transportável (Turner, 2001). A tecnologia não resfriada utiliza um tipo de matriz de plano focal, o que significa que a radiação infravermelha é focada e mensurada em uma série de detectores. Estas câmeras são preferidas, pois são portáteis e duráveis, já que não possuem partes móveis (Turner, 2001).

Entre os fatores mais importantes de um termógrafo está o intervalo espectral. Para uso médico, a faixa de 8 a 14 μm é o ideal, porque este é o pico de emissividade da pele, e há também menos artefatos ambientais nessa faixa (Turner, 2001). Atualmente pesquisadores preferem termografia em tempo real porque elimina os problemas com o movimento, tornando a avaliação termográfica mais dinâmica, em que o operador pode observar imediatamente a mudança da imagem, produzindo então rapidamente uma imagem imóvel. Este equipamento produz uma imagem térmica quase que instantaneamente, em comparação com equipamentos antigos em que as médias de imagens térmicas eram obtidas com um período de 19 segundos a 6 minutos para uma leitura visual (Turner, 1996; 2001).

Os dois parâmetros mais importantes para um sensor térmico são sensibilidade e resolução. Sensibilidade se refere à quantidade de diferença de temperatura que pode ser detectada e é medida em graus Celsius. Os sensores com sensibilidade moderada podem detectar diferenças de

temperatura na ordem de $0,1^{\circ}\text{C}$ e os de boa sensibilidade até quatro vezes menores ou $0,025^{\circ}\text{C}$. A resolução da temperatura é análoga ao número de cores no dispositivo de vídeo do computador. A resolução espacial do sensor é determinada pelo tamanho da imagem ou quantidade de pixels (Sanches, 2009). Os fatores finais são portabilidade e durabilidade (Turner, 2001).

Os fatores que devem ser controlados são o movimento, energia radiante estranha, temperatura ambiente e quantificação do termograma (Turner, 1996). As imagens termográficas devem ser obtidas com um controle rigoroso do ambiente para prevenir o aparecimento de artefatos (Head; Dyson, 2001). O ambiente adequado deve ter fluxo de ar uniforme e temperatura ambiente por volta de 20°C , mas uma temperatura inferior a 30°C é aceitável. Deve ser realizado em ambientes escuros ou com baixa luminosidade (Turner, 1996).

Os padrões térmicos gerados refletem gradientes térmicos em um mapa de cores em que as regiões mais quentes são brancas ou vermelhas, e as cores mais frias são azul ou preta (Infernuso *et al.*, 2010; Marino; Loughin, 2010; Mikail, 2010), porém, o mapa de cores pode ser modificado em um sistema informatizado.

Os primeiros sistemas de imagens termográficos foram desenvolvidos na década de 40 por pesquisadores militares para uso em visão noturna, sendo apresentado à comunidade médica em 1959, e usado para avaliação de articulações em seres humanos. Para obter essas imagens termográficas eram necessários vários minutos e a temperatura não podia ser quantificada. Na década de 60 as cores foram introduzidas, e em 1965 a imagem térmica foi utilizada na medicina equina (Delahanty; Georgi, 1965; Loughin; Marino, 2007; Mikail, 2010).

A termografia quantitativa se tornou viável pela primeira vez na década de 70, com o desenvolvimento do primeiro computador, permitindo análise, processamento e armazenamento das imagens (Glehr *et al.*, 2011). Atualmente sistemas de imagem termográfica utilizam detectores de série de plano focal (com imagens de alta velocidade e resolução espacial) e *software* de reconhecimento de imagem para análise objetiva. Estes avanços tecnológicos fazem da termografia uma modalidade mais aceitável para uma variedade de

aplicações médicas em medicina humana e veterinária (Loughin; Marino, 2007).

Na medicina humana, a imagem termográfica tem sido usada para a avaliação de câncer de mama, distúrbio vasculares, pacientes com queimaduras, varicocele escrotal, pneumotórax, radiculopatias, doenças do disco intervertebral, fluxo sanguíneo pulpar dos dentes, disfunção na artralgia femoropatelar, condromalácia patelar, tendinite patelar, artrite reumatoide entre outros (Zhang *et al.*, 1999; Renkielska *et al.*, 2005; Arora *et al.*, 2008; Infernuso *et al.*, 2010; Glehr *et al.*, 2011).

Na ortopedia veterinária, a termografia tem sido utilizada em equinos desde a década de 60 na avaliação das claudicações e, mais especificamente, para detectar lesão ligamentar, óssea, muscular, articular e neurológica (Delahanty; Georgi, 1965; Ströberg, 1974; Vaden *et al.*, 1980; Turner, 2001). Também é utilizada em diagnóstico de doenças vasculares e viabilidade intestinal (Turner *et al.*, 1986; Malafaia *et al.*, 2008), mapeamento de lesões de pele estimando profundidade de queimaduras (Renkielska *et al.*, 2005), detectar precocemente tumor de mama e analisar a temperaturas desses tumores (Arora *et al.*, 2008), avaliar a resposta ao tratamento de acupuntura (Um *et al.*, 2005) e várias outras aplicações.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Comitê de Ética em Experimentação Animal

Este estudo foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética e Experimentação Animal da Universidade Federal de Santa Maria, seguindo os princípios éticos do Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), sob o parecer número 028/2012.

3.2 Animais

Foram utilizados 18 casos ortopédicos da rotina do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Santa Maria, que apresentaram fratura de rádio e ulna e tibia e fíbula, com indicação para osteossíntese por fixação esquelética externa, tipo II. Dos procedimentos realizados, três FEE foram aplicados no rádio e na ulna e 15 na tibia.

A confecção dos fixadores foi realizada da maneira padrão, transfixando dois pinos¹ no fragmento ósseo proximal, dois no distal e dobrando-os externamente. A barra conectora entre os pinos foi confeccionada com resina acrílica autopolimerizável de PMMA², moldada de forma manual.

¹ BRASMED Veterinária. Paulínia – SP.

² JET Resina Acrílica Autopolimerizante. Artigos Odontológicos Clássico. São Paulo – SP.

3.3 Agrupamento dos animais

Os 18 casos foram divididos em dois grupos. Ambos os grupos foram submetidos à osteossíntese com fixadores esqueléticos tipo II. No grupo de confecção Bilateral simultânea, com nove casos, o acrílico foi moldado bilateral e simultaneamente. No grupo de confecção Unilateral, também com nove casos, o acrílico foi moldado um lado de cada vez.

O grupo Bilateral foi subdividido nos subgrupos Bilateral Sem Irrigação (BSI – com cinco casos) e Bilateral Com Irrigação (BCI – com quatro casos). No grupo BSI, após o retorcimento dos pinos, a resina acrílica foi moldada bilateral e simultaneamente, e as temperaturas mensuradas através da captura de imagens termográficas. No grupo BCI, após a moldagem da resina acrílica também bilateral e simultaneamente, cada barra conectora foi irrigada diretamente por um sistema de irrigação com solução de NaCl 0,9% com o objetivo de minimizar o aumento da temperatura causada pela reação exotérmica de polimerização. Nos grupos BSI e BCI, uma imagem era capturada a cada minuto, de modo a permitir a avaliação das duas barras de acrílico simultaneamente.

O grupo Unilateral foi subdividido nos subgrupos Unilateral Sem Irrigação (USI – com cinco casos), e Unilateral Com Irrigação (UCI – com quatro casos), submetidos aos mesmos procedimentos, com a diferença que a resina de acrílico foi moldada primeiramente de um lado e depois do outro. Dessa forma, se possibilitou investigar se o fato de moldar o acrílico bilateral e simultaneamente potencializa o aumento da temperatura, deixando os tecidos mais vulneráveis a lesões térmicas. Para os grupos de moldagem unilateral, apenas um lado por cão foi avaliado termograficamente.

3.4 Pré-operatório dos pacientes

Após avaliação clínica, foram realizados hemograma completo e exames bioquímicos, conforme necessidade de cada animal. O protocolo anestésico

utilizado foi selecionado de acordo com as condições do paciente, já que estão incluídos neste projeto animais em diversas condições, como pacientes politraumatizados.

3.5 Intervenção cirúrgica

Os animais foram posicionados no decúbito adequado a realização do procedimento cirúrgico de acordo com o membro a ser aplicado o FEE. Após escolher o acesso cirúrgico mais conveniente, quando necessário, os fragmentos ósseos foram expostos e a fratura reduzida. Dois pinos foram transfixados no fragmento ósseo proximal e dois no distal, e a fixação dos pinos realizada através da moldagem da resina de acrílico.

Como utilizado na rotina hospitalar do HVU-UFSM, o componente sólido foi colocado em uma cuba de inox, e o componente líquido adicionado e misturado com uma espátula até a obtenção de uma mistura homogênea. Assim que o acrílico atingisse um estado plástico (em torno de dois a três minutos após a mistura), o mesmo era manualmente moldado em torno dos pinos dobrados.

A miorrafia e a redução de espaço morto, quando utilizada a redução aberta da fratura, foram realizadas com ácido poliglicólico ou catégute e a pele com mononáilon, com diâmetros adequados ao tamanho do animal.

A irrigação do acrílico e pinos, nos animais em que foi executada, foi realizada através da instalação de um sistema montado com um frasco com 1L de solução de NaCl 0,9%³ com temperatura entre 19°C e 23°C, um equipo macrogotas sem filtro de 1,3m de comprimento e uma agulha 25x8 na extremidade. O frasco foi posicionado 60cm acima do nível em que se encontrava o membro a receber o fixador, a torneira do equipo permaneceu totalmente aberta, e o fluxo de solução gerado pela agulha foi direcionado diretamente sobre o acrílico e pinos, em movimentos circulares de ida e volta ao longo do eixo longitudinal da barra, com duração média de três segundos

³ Solução de cloreto de sódio 0,9% - Indústria Farmacêutica Texon Ltda. Viamão – RS.

entre uma extremidade e outra. A irrigação era mantida por 50 segundos; em seguida o excesso de solução no fixador era rapidamente retirado com uma compressa de campo seca, obtendo-se a seguir uma imagem termográfica. Todo o processo de secagem e obtenção da imagem foi realizado em menos de 10 segundos, resultando em uma captura a cada minuto.

3.6 Potencial térmico de barras conectoras de resina acrílica de PMMA: estudo clínico

Antes de se iniciar a reação exotérmica, aos cinco minutos, foi obtida uma imagem térmica e mensuradas as temperaturas do próprio acrílico e dos pinos na extremidade em contato com a pele, permitindo assim se estabelecer o padrão basal. A mensuração foi feita a cada minuto, a partir dos cinco minutos depois mistura do polímero com o monômero, até os 25 minutos, resultando em 21 imagens para cada FEE avaliado.

Dessa forma, foi determinado o quanto a temperatura aumentou devido a reação exotérmica.

3.6.1 Câmera e software utilizados

Foi utilizada uma câmera infravermelha ThermaCAM[®] E25 de não contato, fabricada por FLIR Systems⁴. Possui foco manual e detector baseado na tecnologia de matriz de plano focal com microbolômetro não refrigerado, com resolução térmica de 160x120 pixels e faixa espectral de 7,5 a 13 μ m. A precisão da imagem gerada é de $\pm 2^{\circ}\text{C}$ ($\pm 3,6^{\circ}\text{F}$) ou 2% da temperatura registrada e a sensibilidade de 0,2 $^{\circ}\text{C}$ a uma temperatura de 30 $^{\circ}\text{C}$; a gama da temperatura e paleta de cores são configuráveis pela câmera ou no microcomputador.

⁴ FLIR Systems - 2008.

O software FLIR QuickReport[®] 1.2 SP2 (1.0.1.217)¹ foi utilizado para a análise das imagens obtidas. O *layout* do programa está ilustrado na Figura 1.

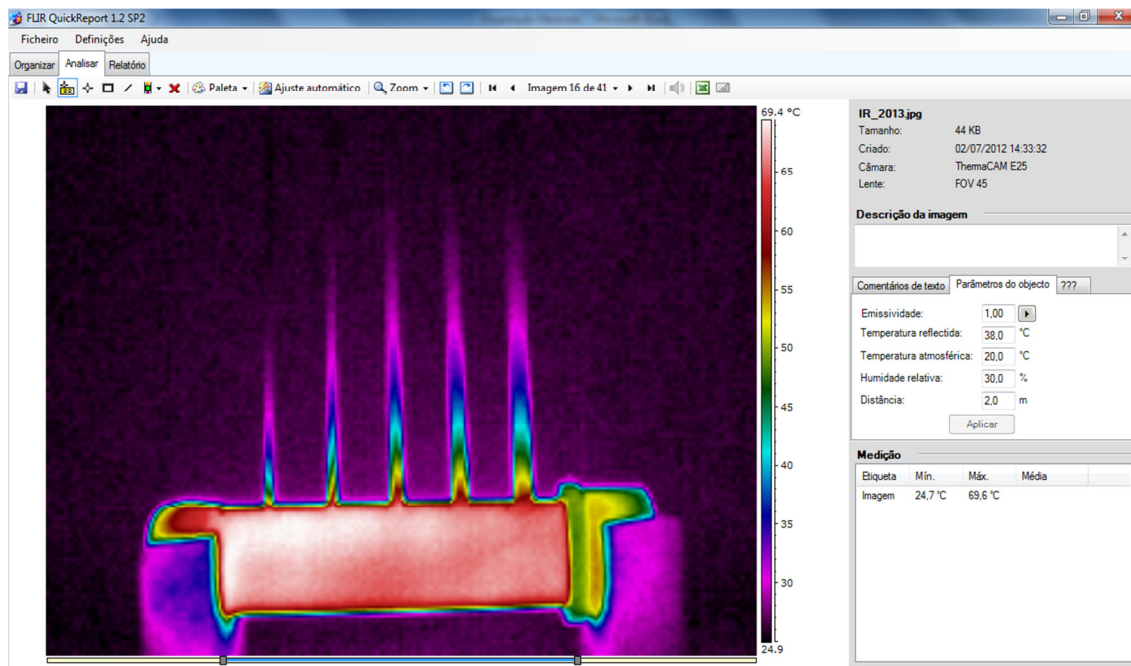


Figura 1 - Layout do software FLIR QuickReport 1.2 SP2

3.6.2 Padrão utilizado para a determinação do potencial térmico de fixadores esqueléticos

Para avaliação do potencial de lesão térmica pelos aquecimento dos pinos, foi estabelecido o limiar de 50°C, temperatura na qual há potencial de lesão irreversível na pele e ossos (Moritz; Henriques, 1947).

3.7 Pós-operatório

De acordo com a situação clínica, os animais receberam alta ou ficaram internados por alguns dias, quando necessário. Cada animal foi submetido à

terapia anti-inflamatória com meloxicam $0,1\text{mg kg}^{-1}$, VO, SID por quatro ou mais dias, se necessário, e tramadol 4mg kg^{-1} , VO, QID, por três dias, além de curativos diários.

Os curativos prescritos incluíam a limpeza do orifício dos pinos com gaze umedecida em solução fisiológica, limpeza e retirada de possíveis crostas, e proteção dos orifícios com gaze envolvida em pomada de nitrofurazona e bandagem ao redor do fixador para manter o local livre de sujeiras. Foi preconizada a realização diária do curativo prescrito, até a retirada dos pinos, conforme Anexo 1. O uso de antibioticoterapia foi restrito aos animais em que houve necessidade. Os pontos de pele dos animais foram retirados decorridos sete dias de pós-operatório.

3.8 Distâncias de condução de calor por pinos em barras de PMMA: estudo *ex vivo*

Foram utilizados seis tubos de policloreto de polivinila (PVC) NBR 5648⁵ com 150mm de comprimento cada: dois tubos com 20mm de diâmetro interno, dois tubos com 25mm de diâmetro interno e dois tubos com 32mm de diâmetro interno. Cada tubo foi perfurado com cinco pinos do tipo intramedular liso, com 2, 3, 4, 5 e 6mm de diâmetro (Figura 2). Os pinos foram introduzidos no tubo de PVC com 2,0cm de distância entre eles, sendo o primeiro e o último pino colocado a 3,5cm das extremidades. Todo o conjunto, tubos de PVC e pinos, recebeu pintura esmaltada em preto fosco por aerossol, de modo a permitir a captura da imagem em um objeto que é reflexivo (pinos de aço) e impedir o reflexo de raios infravermelhos externos, garantindo que toda a temperatura captada pela câmera seja proveniente do próprio objeto. O fundo do local em que a imagem seria obtida recebeu cobertura com tecido em polipropileno preto, minimizando artefatos e interferências e melhorando o contraste da imagem. A temperatura ambiente foi mantida em aproximadamente 22°C.

⁵ Krona Tubos e Conexões Ltda. Joinville – SC.

Seguindo as recomendações do fabricante de adicionar duas partes e meia do pó para uma parte do líquido, o produto foi homogeneizado durante 30 segundos com uma espátula de madeira e colocado ainda na fase líquida dentro do tubo com os pinos. Os tubos foram colocados em um suporte de isopor isolante nas extremidades, permanecendo na posição horizontal com os pinos na posição vertical. Imagens térmicas foram obtidas com a câmera infravermelha FLIR® E25, a intervalos de 30 segundos, iniciando-se exatamente cinco minutos após a mistura inicial do polímero com o isômero, até os 20 minutos.

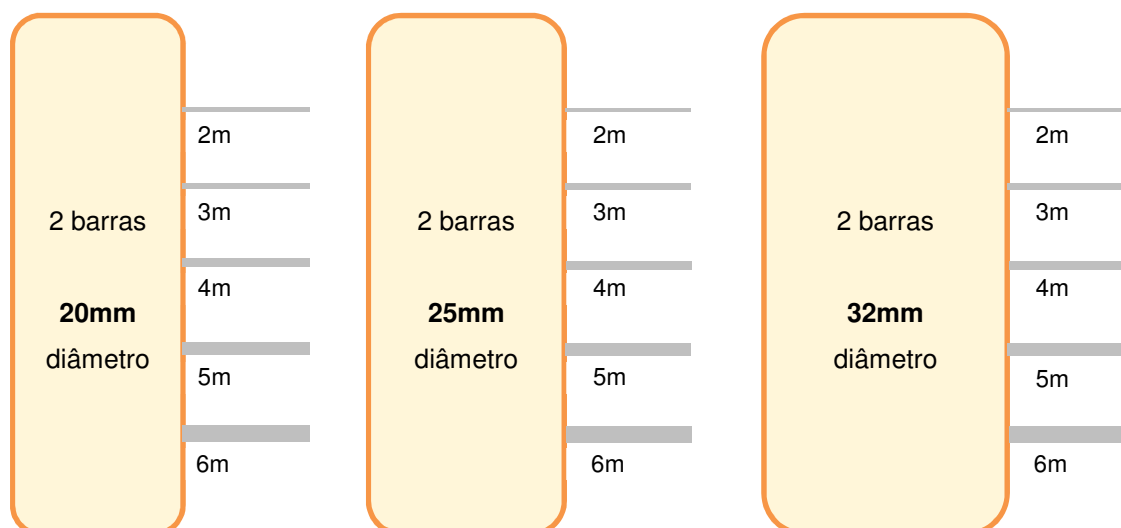


Figura 2 - Representação esquemática das amostras a serem registradas termograficamente no estudo *ex vivo*.

Para a obtenção dos dados para o cálculo do potencial térmico dos pinos aquecidos, considerou-se, em cada barra conectora de diferente diâmetro, a distância do pino em relação ao acrílico em que a temperatura se manteve no mínimo quatro minutos com temperatura igual ou superior a 50°C, e o tempo em que cada pino permaneceu acima desta temperatura.

3.8.1 Câmera e software utilizados

Foi também utilizada a câmera infravermelha ThermaCAM[®] E25 de não contato, fabricada por FLIR Systems⁶ para a obtenção das imagens, e o software FLIR QuickReport[®] 1.2 SP2 (1.0.1.217)¹ foi utilizado para a análise das imagens obtidas.

Para a avaliação das distância atingidas pelo calor a 50°C em cada imagem, utilizou-se o *software* JRuler Pro 2.2, que permite a mensuração de distâncias e tamanhos de objetos a partir de uma imagem.

3.8.2 Padrão utilizado para a determinação do potencial térmico de fixadores esqueléticos

Para avaliação do potencial de lesão térmica pelos pinos aquecidos do experimento *ex vivo*, se estabeleceu o limiar de 50°C, temperatura na qual há potencial de lesão irreversível na pele e ossos (Moritz; Henriques, 1947).

3.9 Análise estatística dos dados

O teste estatístico empregado foi análise de variância (ANOVA) através do teste de Tukey, com nível de significância de 5% ($p=0,05$) para a comparação da temperatura máxima atingida pelo acrílico e pela interface pino-pele entre os grupos BSI, BCI, USI e UCI.

⁶ FLIR Systems - 2008.

4 RESULTADOS

4.1 Utilização do *software* FLIR QuickReport 1.2 SP2

Para a aferição de determinado ponto da imagem, foi utilizada a “Ferramenta medidor de ponto móvel” (Figura 3a), que exibe a temperatura de cada pixel ao passar sobre ele, podendo ser fixada a vários locais pelo clique. As “Ferramentas isotérmicas e alarme – acima” foram utilizadas para demarcar com uma única cor as superfícies que excediam determinada temperatura; este artifício foi utilizado para a representação gráfica do potencial de necrose térmica em cada um dos pinos do experimento complementar (Figura 3b).

Com a “Ferramenta área” se determinou a temperatura máxima e média de uma determinada área, sendo utilizada para a aferição da temperatura na área de contato da pele com o pino (Figura 3c), e para se estabelecer em que local dos pinos (a que distância do acrílico) no experimento *ex vivo* complementar se atingiu a temperatura de 50°C, uma vez que a temperatura máxima da área é representada em tempo real ao se deslocar o retângulo pela imagem. Um retângulo de aferição de área foi criado na área mais fria do pino, a ao ser deslocado em direção à área mais quente, pôde-se determina o local exato em que a temperatura estava em 50°C.

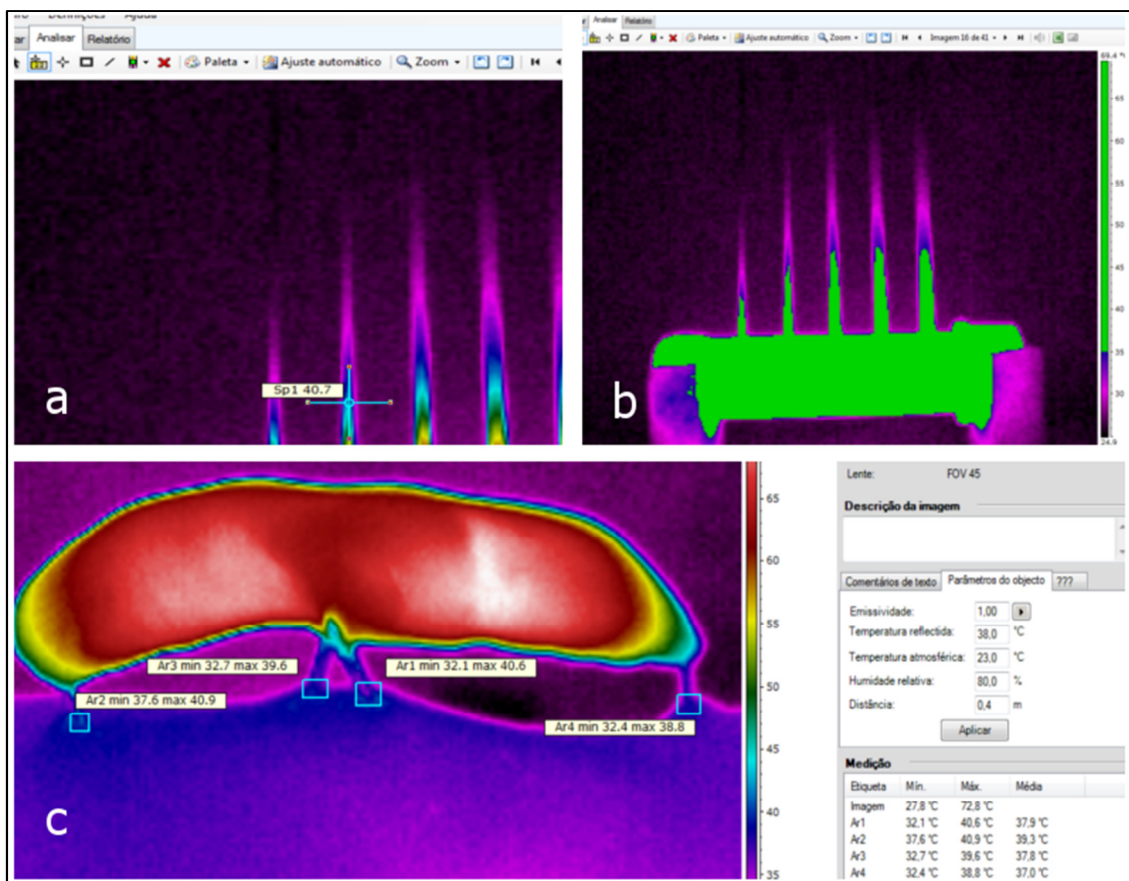


Figura 3 – Em “a”, Ferramenta medidor de ponto móvel, para aferição da temperatura em um ponto; em “b”, Ferramentas isotérmicas e alarmes: acima, para preencher com uma cor as superfícies acima de determinada temperatura: nesta imagem, verde acima de 35°C; e em “c”, Ferramenta área, com a qual foi possível determinar a temperatura mínima, máxima e média da área onde o pino se insere na pele.

Todas as imagens foram analisadas com a paleta de cores “RainHi” do *software* e com a função “Ajuste automático”, a qual ajusta a paleta de cores automaticamente para as temperaturas mínima e máxima da imagem, melhorando o contraste. A cor preta representa a temperatura mínima registrada na imagem, seguida de roxo, azul, verde, amarelo, vermelho, e o branco, representado a maior temperatura registrada na imagem.

Definindo-se o local em que a temperatura estava a 50°C, a distância entre o ponto que o pino atingiu 50°C e a barra de acrílico foi medido através da ferramenta JRuler Pro 2.2⁷ (Figura 4). Apesar de não ser a versão mais atual, ferramenta JRuler Pro versão 2.2 possui vantagem sobre a atual versão 3.1 por permitir alterar a escala pixels por polegada, podendo-se ajustar a

⁷ Spadix Software, 2002.

régua para representar o tamanho real da imagem. A escala de pixels apresentou pouca variação, entre 95 e 96 pixels por polegada.

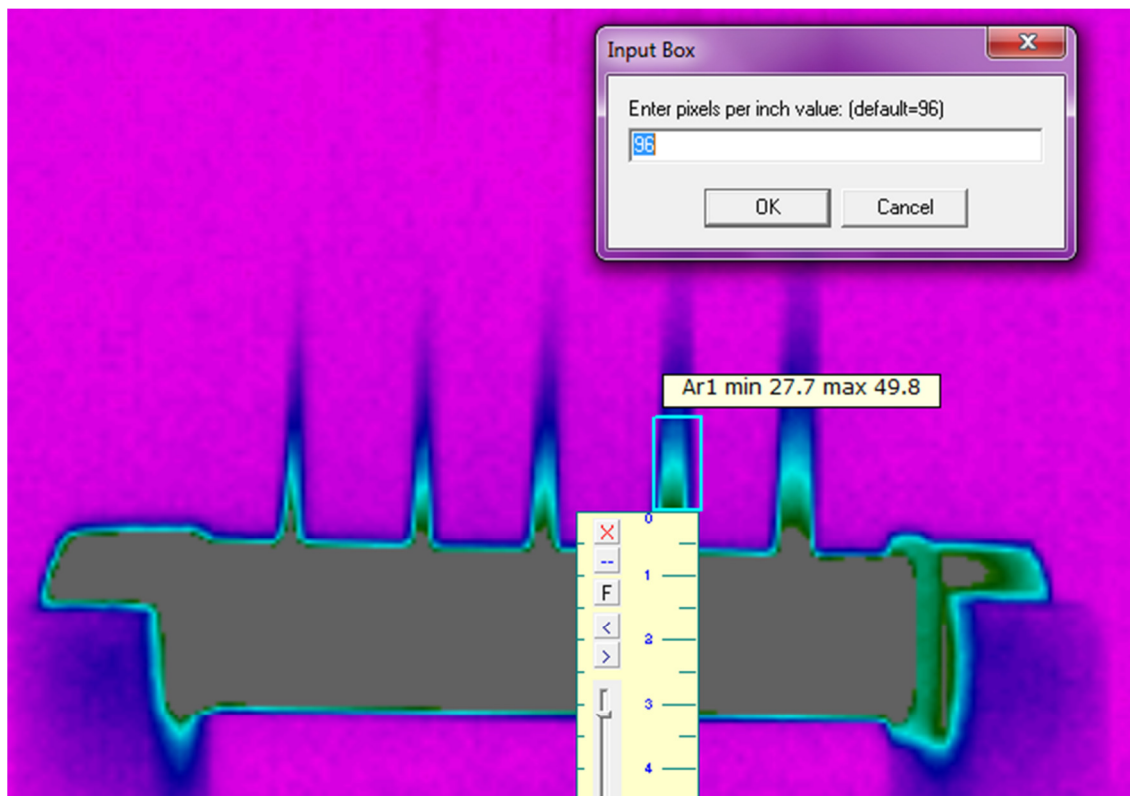


Figura 4 – Ferramenta JRuler Pro 2.2. Na caixa de diálogo, a relação de pixels por polegada pode ser alterada, ajustando-se a escala da régua.

4.2 Variabilidade na confecção e irrigação dos aparelhos de fixação esquelética externa e artefatos termográficos

Como os pinos são metálicos reflexivos, a câmera não realiza a captura adequada deste tipo de superfície, sendo a temperatura da interface pino-pele representativa da temperatura efetivamente atingida pelos tecidos em contato com o pino. Também se considerou que a temperatura lida pode ser afetada pela umidade residual, apesar da prévia secagem com compressas secas.

Por se tratarem de pacientes da rotina hospitalar, houve grande variação na massa corporal e no tipo de fratura dos animais selecionados. Também

houve alguma variação na temperatura ambiente. O método de mistura dos dois componentes da resina acrílica de PMMA foi o mesmo utilizado na rotina hospitalar, com a adição do componente sólido em uma cuba de inox, sendo o componente líquido adicionado até a obtenção de uma mistura homogênea, com o auxílio de uma espátula de madeira.

Portanto, os aparelhos de FEE foram confeccionados com diferenças substanciais entre eles. Os principais parâmetros encontram-se listados a seguir:

- O diâmetro dos pinos variou entre 2,0 a 4,0mm;
- O diâmetro máximo das barras de acrílico variou entre 17,0 a 40,0mm;
- O pino com a interface pino-pele mais quente estava em contato com a pele a uma distância de 4,0 a 14,0mm do acrílico;
- A temperatura ambiente na sala de cirurgia ficou entre 18,5 e 25,8°C;
- A temperatura da solução NaCl 0,9% utilizada na irrigação ficou entre 20,2 a 22,9°C.

O experimento *ex vivo* foi realizado para complementar os resultados obtidos, uma vez que o registro da temperatura nos pinos não foi possível.

4.3 Potencial térmico em barras conectoras de resina acrílica de PMMA: estudo clínico

4.3.1. Barras de acrílico: Temperatura máxima média e tempo de permanência acima de 50°C

A temperatura máxima nas barras de acrílico foi registrada em cada um dos FEE confeccionados. Também se determinou o tempo de permanência da temperatura acima de 50°C, como forma de se avaliar a eficácia do método de

irrigação direta de solução salina sobre o aparelho. O Quadro 1 resume os dados obtidos:

Grupo	Parâmetro	FEE 1	FEE 2	FEE 3	FEE 4	FEE 5	Média
Bilateral Sem Irrigação	T máxima (°C)	104,6	99,9	104,2	105,5	100,5	102,9
	Tempo ≥50°C (min)	18	11	19	15	13	15,2
Bilateral Com Irrigação	T máxima. (°C)	74,9	85,2	78,3	67,4	-	76,5
	Tempo ≥50°C (min)	2	3	2	2	-	2,3
Unilateral Sem Irrigação	T máxima (°C)	97,1	98,4	96,1	94,5	105,5	98,3
	Tempo ≥50°C (min)	10	13	14	8	14	11,8
Unilateral Com Irrigação	T máxima (°C)	73,6	91,9	74,2	86,8	-	81,6
	Tempo ≥50°C (Min)	3	4	1	2	-	2,5

Quadro 1 – Resultados da temperatura máxima e do tempo que a barra de acrílico permaneceu com temperatura igual ou acima de 50°C.

A temperatura máxima registrada em duas barras conectoras de acrílico dos grupos não irrigados foi 105,5°C. Em um aparelho de FEE do grupo moldado bilateralmente ao mesmo tempo a temperatura se manteve acima de 50°C por no mínimo 19 minutos. É importante salientar que, embora partam da mesma mistura do componente líquido com o sólido, as barras dos dois lados podem apresentar curvas de temperatura diferentes. Isso pode resultar no aumento do tempo em que a temperatura lida permanece acima de 50°C, pois um lado do acrílico pode aquecer antes e o outro depois, mantendo a temperatura elevada por um período maior.

4.3.1.1. Efeito do método de irrigação direta de solução salina

a) Grupos de confecção bilateral simultânea – BSI e BCI:

Quando comparado o grupo BSI com o grupo BCI, houve uma diminuição significativa de 26,5°C ($p < 0,01$) na temperatura máxima registrada

na barra de acrílico do grupo BCI; e uma diminuição também significativa de 12,9 minutos ($p<0,01$) no tempo em que a temperatura se manteve acima ou igual aos 50°C;

b) Grupos de confecção unilateral em separado – USI e UCI:

Comparando-se o grupo USI com o UCI, uma diminuição significativa de 16,7°C ($p<0,01$) foi obtida na temperatura máxima registrada na barra de acrílico do grupo UCI; e uma diminuição de 9,3 minutos, também significativa ($P<0,01$), foi obtida no tempo em que a temperatura se manteve acima ou igual aos 50°C;

c) Comparação entre todos irrigados e não irrigados:

Os fixadores irrigados, quando analisados em conjunto, obtiveram uma redução significativa de 21,6°C ($p<0,01$) na temperatura máxima; e uma redução também significativa de 11,1 minutos ($p<0,01$) no tempo de permanência acima de 50°C, em comparação aos não irrigados. A Figura 5 representa as médias das temperaturas máximas dos acrílicos em relação ao tempo. Nota-se diminuição do pico de temperatura máxima, e uma redução ainda maior do tempo que o acrílico encontrou-se aquecido;

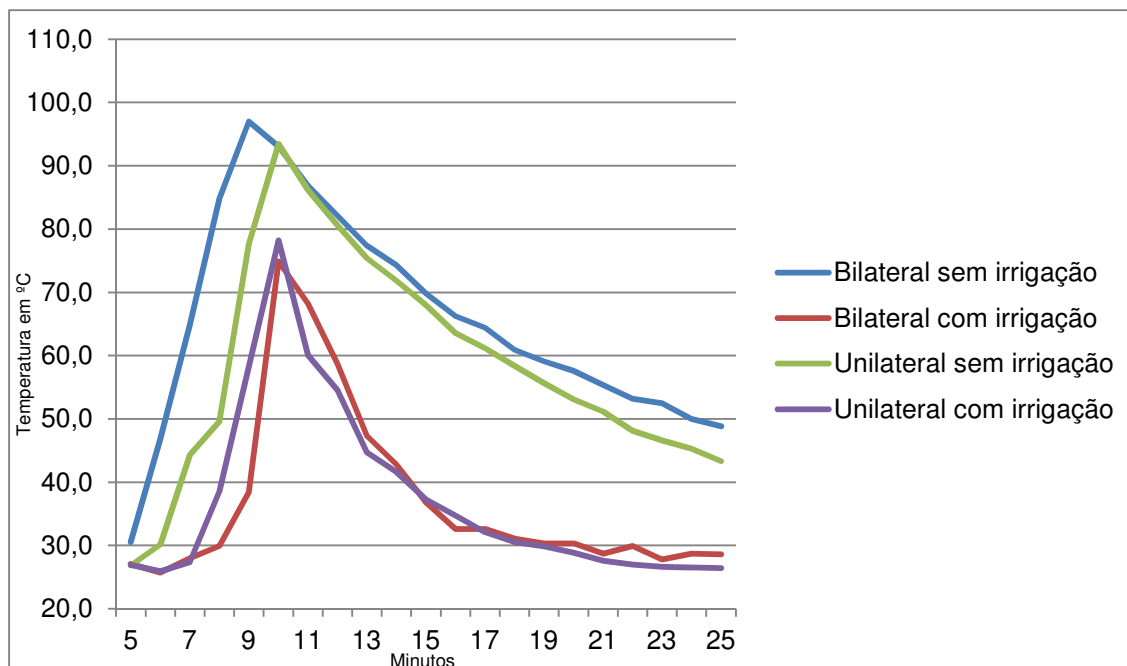


Figura 5 – Temperaturas máximas médias dos acrílicos em relação ao tempo após a mistura dos componentes do PMMA.

4.3.1.2. Moldagem bilateral simultânea *versus* moldagem unilateral

Compararam-se apenas os grupos sem irrigação (USI e BSI), uma vez que o objetivo foi a verificação da interferência da confecção separada ou simultânea das barras de acrílico sobre a geração de calor pelas barras e pinos.

O grupo USI teve uma temperatura máxima média 4,6°C mais baixa do que o grupo BSI, um resultado não significativo ($p=0,069$). Quanto ao tempo de permanência acima de 50°C, o grupo USI teve uma redução não significativa de 3,4 minutos em relação ao grupo BSI ($p=0,112$);

4.3.2. Interfaces pino-pele: temperatura máxima média atingida e tempo de permanência acima de 50°C

Registrou-se a maior temperatura das interfaces pino-pele em um FEE do grupo BSI com 4mm de comprimento: 56,6°C. Em um FEE do grupo USI,

temperatura superior a 50°C durante no mínimo três minutos foi constatada. Das 18 amostras totais, em quatro delas (22,2%) foram constatadas temperaturas superiores a 50°C na interface pino-pele, todas em grupos sem irrigação, dois no grupo BSI e dois no USU. O comprimento do pino nessas amostras com temperatura elevada variou de quatro a 6mm. O Quadro 2 resume os resultados obtidos.

Grupo	Parâmetro	FEE 1	FEE 2	FEE 3	FEE 4	FEE 5	Média
Bilateral Sem Irrigação	T máxima (°C)	45,8	56,6	49,4	51,8	48,1	50,3
	Tempo ≥50°C (min)	0	1	0	0	0	0,2
Bilateral Com Irrigação	T máxima. (°C)	38	37,9	38,6	39,8	-	38,6
	Tempo ≥50°C (min)	0	0	0	0	-	0,0
Unilateral Sem Irrigação	T máxima (°C)	39,9	55,3	38,6	51,4	46,7	46,4
	Tempo ≥50°C (min)	0	3	0	2	0	1,0
Unilateral Com Irrigação	T máxima (°C)	38,4	44,7	41,2	43,2	-	41,9
	Tempo ≥50°C (Min)	0	0	0	0	-	0,0

Quadro 2 - Resultados da temperatura máxima e do tempo que a interface pino-pele permaneceu com temperatura igual ou acima de 50°C.

4.3.2.1. Efeito do método de irrigação direta de solução salina

a) Grupos de confecção bilateral simultânea – BSI e BCI:

Após irrigação direta com solução salina, o grupo BCI obteve uma redução significativa da temperatura máxima média da interface pino-pele de 11,8°C ($p < 0,01$) em relação ao grupo BSI e uma diminuição não significativa de 0,2 minutos ($p = 0,589$) no tempo em que a temperatura se manteve acima ou igual aos 50°C;

b) Grupos de confecção unilateral em separado – USI e UCI:

Houve redução não significativa de 4,5°C ($p=0,279$) na temperatura máxima média da interface pino-pele do grupo UCI em relação ao grupo USI, e uma redução não significativa de um minuto ($p=0,204$) no tempo em que a temperatura se manteve igual ou superior a 50°C. Mesmo com a redução, ambos os resultados não foram significativos estatisticamente;

c) Comparação entre todos irrigados e não irrigados:

Quando comparados todos os fixadores irrigados (BCI + UCI) com todos os não irrigados (BSI + USI), houve redução significativa de 8,1°C ($p<0,01$) obtida na temperatura máxima da interface pino-pele e redução não significativa de 0,6 minutos na duração da temperatura igual ou superior a 50°C ($p=0,133$). A Figura 6 representa as médias das temperaturas máximas das interfaces pino-pele em relação ao tempo. Para os grupos irrigados, nota-se diminuição do pico de temperatura máxima e do tempo que o acrílico encontra-se aquecido.

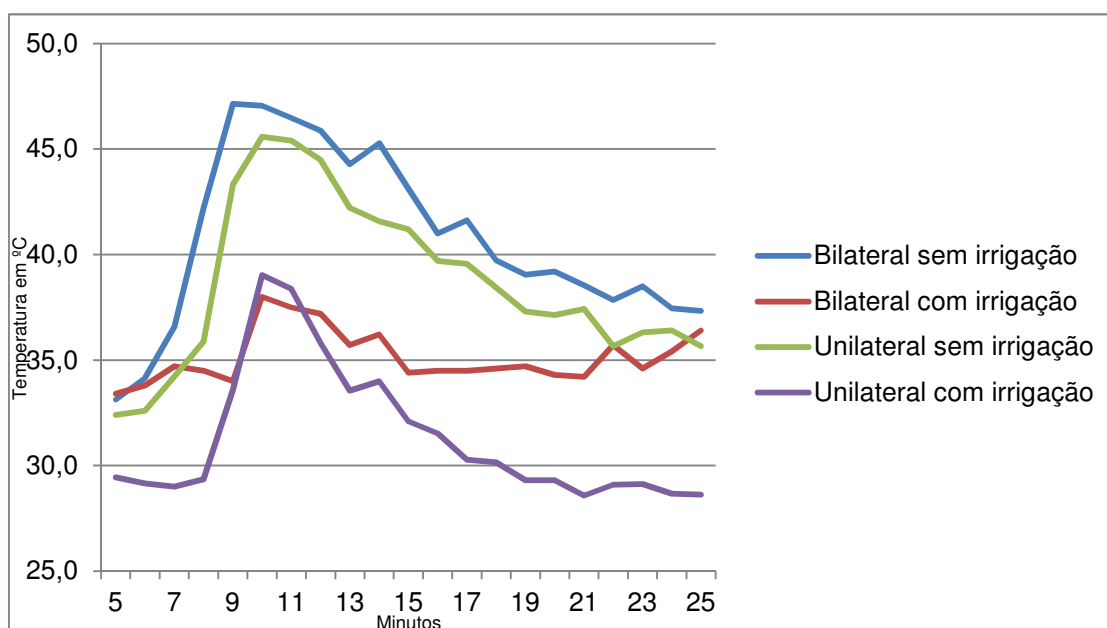


Figura 6 – Temperaturas máximas médias das interfaces pino-pele em relação ao tempo após a mistura dos componentes do PMMA.

4.3.2.2. Moldagem bilateral simultânea *versus* moldagem unilateral

Também foram avaliados apenas os grupos sem irrigação (BSI e USI), objetivando-se a diferenciação entre a confecção separada ou simultânea na geração e posterior condução do calor para os pinos e pele.

O grupo USI teve uma temperatura 4,0°C mais baixa do que o grupo BSI, sem significância ($p=0,318$). Quanto ao tempo de permanência acima de 50°C, o grupo USI teve um aumento de 0,8 minutos em relação ao grupo BSI, resultado sem significância ($p=0,262$);

4.4 Distâncias de condução de calor por pinos em barras de PMMA com três diferentes diâmetros

O experimento foi repetido duas vezes para cada diâmetro interno do tubo, e a média aritmética entre os dois foi considerada para os resultados. A Figura 7 representa de forma esquemática todos os dados obtidos com o experimento. A cor vermelha representa temperaturas mais elevadas, o amarelo as temperaturas intermediárias e o verde as temperaturas mais baixas da barra de acrílico.

As espessuras das paredes dos canos de PVC utilizados variaram entre 1,92mm a 2,05mm, medidas com paquímetro digital. Para efeitos práticos, considerou-se a espessura da parede de todos os canos como sendo de 2mm, portanto, a distância mínima em que os pinos atingiram 50°C mensurada foi de 2mm (≤ 2 mm).

Portanto, as temperaturas obtidas da superfície do tubo com acrílico no interior não são fidedignas, pois a parede do PVC com 2mm de espessura isola o acrílico que está no interior, sendo a temperatura capturada pelo termógrafo menor do que a temperatura real do acrílico. As distâncias em relação ao acrílico em que os pinos atingiram os 50°C estão representadas

numericamente em milímetros e graficamente em forma de barra de dados com preenchimento gradual.

Tempo (min)	Barra 20mm						Barra 25mm						Barra 32mm					
	Temp. barra (°C)	Dist. a 50°C Pino 2mm	Dist. a 50°C Pino 3mm	Dist. a 50°C Pino 4mm	Dist. a 50°C Pino 5mm	Dist. a 50°C Pino 6mm	Temp. barra (°C)	Dist. a 50°C Pino 2mm	Dist. a 50°C Pino 3mm	Dist. a 50°C Pino 4mm	Dist. a 50°C Pino 5mm	Dist. a 50°C Pino 6mm	Temp. barra (°C)	Dist. a 50°C Pino 2mm	Dist. a 50°C Pino 3mm	Dist. a 50°C Pino 4mm	Dist. a 50°C Pino 5mm	Dist. a 50°C Pino 6mm
5:00	30,8	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	32,3	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	31,3	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
5:30	32,1	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	33,1	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	32,2	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
6:00	32,1	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	30,9	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	32,2	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
6:30	33,1	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	33,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	33,6	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
7:00	46,4	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	38,8	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	38,7	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
7:30	55,2	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	52,1	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	60,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0
8:00	66,6	3,5	4,0	3,0	2,0	2,0	66,6	2,5	2,0	2,0	2,0	2,0	69,8	2,5	2,0	2,0	2,0	2,0
8:30	72,5	3,5	4,5	4,0	2,5	2,0	72,1	3,5	2,0	2,0	3,0	3,0	73,6	7,0	6,5	2,0	2,0	2,0
9:00	73,1	6,0	6,0	6,0	4,5	2,0	73,6	6,0	5,0	3,0	4,0	3,5	74,5	8,0	9,0	7,0	2,5	2,0
9:30	73,0	6,0	7,0	6,0	4,0	2,0	73,2	5,5	6,5	5,5	5,5	5,0	74,8	10,0	11,0	10,0	6,0	4,0
10:00	72,1	5,5	8,0	6,5	5,0	2,5	73,0	6,0	8,0	7,0	7,5	7,5	74,4	10,5	12,0	12,0	8,0	6,5
10:30	69,8	5,5	6,5	6,5	5,0	3,0	71,5	8,0	8,5	8,0	10,0	7,5	73,9	9,5	12,0	13,5	9,5	8,5
11:00	68,5	4,0	6,0	6,0	5,0	2,5	70,0	5,0	8,0	8,5	9,5	7,5	73,8	7,5	13,0	14,0	10,5	10,5
11:30	66,4	4,0	5,0	5,5	4,5	2,5	68,5	4,5	7,0	8,0	7,0	7,5	73,5	5,0	10,5	13,0	11,5	10,5
12:00	65,8	4,0	4,5	5,0	4,0	2,5	68,0	5,0	6,5	7,5	8,5	6,5	71,6	4,5	9,0	11,5	9,5	9,5
12:30	64,9	2,5	4,0	4,0	3,5	2,0	67,4	4,0	5,5	7,0	8,0	6,5	70,8	4,5	8,5	10,5	9,0	9,0
13:00	62,8	2,0	3,0	3,0	2,5	2,0	66,5	4,5	5,5	6,5	7,5	6,0	70,2	3,0	8,5	11,0	9,5	9,5
13:30	61,6	2,0	3,0	3,0	2,0	2,0	65,7	4,0	6,0	6,5	7,5	6,0	69,4	3,5	8,5	10,5	10,0	9,5
14:00	60,6	2,0	2,0	2,5	2,0	2,0	65,0	3,0	5,5	6,5	6,5	5,5	69,1	5,0	8,0	11,0	10,0	9,5
14:30	60,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	64,4	2,5	4,5	5,0	6,5	5,5	68,3	5,5	8,0	11,0	10,0	9,0
15:00	57,2	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	63,5	2,5	4,5	5,0	4,5	4,5	67,1	4,0	6,5	10,0	9,5	9,0
15:30	56,8	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	62,5	2,5	3,5	4,0	4,0	4,0	66,3	4,0	6,5	9,0	8,5	8,5
16:00	54,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	61,6	2,5	3,5	3,5	3,5	3,5	66,0	4,0	7,5	10,0	8,5	9,0
16:30	53,5	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	60,8	2,5	4,0	4,0	3,0	3,0	65,2	2,5	6,5	9,0	8,0	7,5
17:00	52,1	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	58,6	2,5	2,5	2,0	2,0	2,0	64,4	3,0	5,0	8,0	7,5	7,5
17:30	51,3	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	57,6	2,0	2,5	2,0	2,0	2,0	64,2	2,5	4,5	6,5	7,0	6,0
18:00	50,6	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	56,8	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	63,5	2,0	3,0	6,0	6,0	5,5
18:30	49,9	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	56,0	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	63,2	2,0	3,5	5,5	5,0	5,0
19:00	49,2	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	55,4	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	62,6	2,0	3,0	5,0	4,0	4,5
19:30	46,8	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	54,6	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	60,8	2,0	2,0	3,0	2,5	2,0
20:00	46,3	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	53,8	2,0	2,0	2,0	2,0	2,0	59,8	2,0	2,0	2,5	2,0	2,0
Máximo	73,1	6,5	8,0	6,5	5,0	3,0	73,6	8,0	8,5	8,5	10,0	7,5	74,8	10,5	13,0	14,0	11,5	10,5
Máximo >4 min	65,8	3,5	4,0	4,0	2,5	2,0	67,4	4,0	5,0	6,5	6,5	5,5	70,8	4,5	8,5	10,5	9,5	9,0

Figura 7 - Distâncias em relação ao acrílico que os pinos atingiram 50°C. As áreas em destaque representam um período mínimo de 4 minutos (nove aferições, com 30 segundos de intervalo).

4.4.1. Distâncias máximas em que se atingiram 50°C ou mais

Quando consideradas apenas as maiores distâncias atingidas, as barras com diâmetro maior transmitiram mais calor aos pinos, de forma que uma distância maior foi atingida. Os resultados brutos foram:

- a) Barras de 20mm: distância de 8mm em pinos de 3mm;
- b) Barras de 25mm: distância de 10mm em pinos de 5mm;
- c) Barras de 32mm: distância de 14mm em pinos de 4mm.

Considerando-se a média da distância atingida pelos pinos nas barras de 20, 25 e 32mm, a condução de calor também foi maior nos tubos de maior diâmetro, conforme segue:

- a) Barras de 20mm: média de distância de 5,8mm
- b) Barras de 25mm: média de distância de 8,5mm
- c) Barras de 32mm: média de distância de 11,9mm.

A distância atingida pelos pinos na barra de 25mm superior a distância dos pinos na barra de 20mm. Da mesma forma, pinos na barra de 32mm atingiram distâncias maiores que as distâncias na barra de 25mm.

Foi constatado que os pinos de maior diâmetro, por terem uma massa maior, absorvem mais energia, portanto, necessitam deacrílico com maior massa, ou seja, maior diâmetro do que os testados. Por este motivo os pinos maiores transmitiram mais calor até os 4mm, porém acima disso as distâncias foram menores.

4.4.2. Distâncias em que os pinos atingiram e mantiveram 50°C durante quatro minutos ou mais

Essa aferição designa a distância em que um pino atinge e mantém temperaturas iguais ou superiores a 50°C por quatro minutos consecutivos. As maiores distâncias foram:

- a) Barras de 20mm: distância de 4mm (em pinos de dois e 3mm);
- b) Barras de 25mm: distância de 6,5mm (em pinos de quatro e 5mm);
- c) Barras de 32mm: distância de 10,5mm (em pinos de 4mm).

Considerando-se a média da distância atingida e mantida pelos pinos nas barras de 20, 25 e 32mm, a condução de calor também foi maior nos tubos de maior diâmetro, conforme segue:

- a) Barras de 20mm: média de distância de 3,2mm;
- b) Barras de 25mm: média de distância de 5,5mm;
- c) Barras de 32mm: média de distância de 8,4mm.

As aferições são parecidas com as obtidas na distância de temperatura máxima atingida, ou seja, a distância atingida e mantida pelos pinos na barra de 25mm foi significativamente superior a distância dos pinos na barra de 20mm, e pinos na barra de 32mm atingiram distâncias maiores que as distâncias na barra de 25mm.

5 DISCUSSÃO

A necrose óssea direta em um fixador esquelético externo pode levar ao afrouxamento dos pinos, uma vez que o tecido ósseo sadio é necessário para manter os pinos justos na sua inserção à cortical óssea. Em casos de necrose óssea causada por calor gerado pela inserção de pinos em alta rotação, ocorre perda de aproximadamente 50% da força axial necessária para extrair os pinos transfixados em osso canino, podendo contribuir para a perda da estabilidade do fixador esquelético externo (Matthews *et al.*, 1984; Egger *et al.*, 1986). A necrose térmica por condução de calor a partir das barras conectoras de acrílico segue o mesmo princípio, e, portanto, tem o mesmo efeito.

Ossos expostos à temperatura de 50°C podem desenvolver mudanças biomecânicas imediatas e irreversíveis, como diminuição na rigidez, rápida contratura do osso após a descarga, e diminuição do comprimento original do osso sem carga (Bonfield; Li, 1968).

Segundo Moritz e Henriques (1947), mesmo em lesões classificadas como de primeiro grau, em que não houve destruição completa da epiderme, podem ocorrer danos irreversíveis em parte da mesma. No caso dos aparelhos de FEE moldados com PMMA, em que o pino aquecido entra em contato direto com todas as camadas da epiderme e derme e não primeiramente com a superfície externa, o grau de lesão é superior ao demonstrado experimentalmente pelo contato de água em alta temperatura sobre as camadas mais externas queratinizadas da pele.

Mesmo que a necrose ocorra apenas em pequena porção da pele, esta pode predispor a infecções na região de inserção do pino, podendo haver migração bacteriana para os ossos, levando a uma osteomielite que pode resultar na perda da eficiência do aparelho de fixação externa ou retardo na cicatrização óssea. Também já foi demonstrado que temperaturas de 50°C são passíveis de levar a alterações biomecânicas nos ossos (Bonfield; Li, 1968).

Por estas evidências, se optou em seguir o trabalho de Moritz e Henriques (1947), que demonstrou que lesões cutâneas térmicas de apenas 50°C por quatro minutos já são suficientes para causar lesões irreversíveis na pele íntegra. Apesar de Martinez *et al.* (1997) terem utilizado como referência para seus estudos a temperatura de 55°C, baseados nos trabalhos de Rouiller e Majno (1953) e Bonfield e Li (1968), como em aparelhos de fixação esquelética externa os pinos atravessam os ossos, tecidos moles e pele, as lesões provocadas pelos pinos na pele perfurada e lesionada podem ser maiores do que aquelas causadas por agressão proveniente primeiro sobre a camada queratinizada da pele.

Portanto, a intenção deste trabalho foi determinar o potencial de lesão térmica em seu menor grau, de forma a estabelecer os parâmetros mais seguros para a confecção de FEE com PMMA. Através do experimento em pacientes da rotina ortopédica foi possível estabelecer a situação real de um dos métodos de redução cirúrgica de fraturas mais utilizados atualmente no Brasil (Rocha, 2008), e ainda avaliar o processo de irrigação direta com solução salina sobre o acrílico e pinos.

Não há relato do uso da termografia para avaliação térmica em fixadores esqueléticos externos. A termografia é utilizada em medicina de equinos desde a década de 60 na detecção de lesão ligamentar, óssea, muscular, articular e neurológica (Delahanty; Georgi, 1965; Ströberg, 1974; Vaden *et al.*, 1980; Turner, 2001), no diagnóstico de doenças vasculares e viabilidade intestinal (Turner *et al.*, 1986; Malafaia *et al.*, 2008), mapeamento de queimaduras (Renkielska *et al.*, 2005), detecção precoce de tumor de mama em mulheres (Arora *et al.*, 2008) e avaliação da resposta ao tratamento de acupuntura (Um *et al.*, 2005), além de outras finalidades médicas ou não médicas. A termografia demonstrou ser um excelente método para avaliação do potencial térmico de FEE.

Os dois parâmetros mais importantes para um sensor térmico são sensibilidade e resolução (Sanches, 2009). A câmera utiliza FLIR ThermaCAM E25 possui resolução de 160x120 pixels, a qual demonstrou ser suficiente na maioria dos momentos. Algumas interfaces pino-pele, principalmente as de baixa temperatura, ficaram com aparência borrada e de difícil identificação. Porém, como se tratavam das interfaces com menor temperatura, o resultado

não foi prejudicado. A precisão da imagem gerada pela câmera é de $\pm 2^{\circ}\text{C}$ ($\pm 3,6^{\circ}\text{F}$) ou 2% da temperatura registrada e a sensibilidade de $0,2^{\circ}\text{C}$ a 30°C . Esses parâmetros são intermediários, sendo eficientes em quase todos os momentos. Como a precisão é de 2°C em temperaturas entre zero e 100°C , algumas poucas vezes a máquina calibrava novamente a temperatura, resultado em alguma variação na imagem subsequente.

As imagens termográficas devem ser obtidas com um controle rigoroso do ambiente para prevenir o aparecimento de artefatos (Head; Dyson, 2001). O ambiente adequado deve ter fluxo de ar uniforme e temperatura ambiente por volta de 20°C , mas uma temperatura inferior a 30°C é aceitável (Turner, 1996). Deve ser realizado em ambientes escuros ou com baixa luminosidade (Turner, 1996). Para o presente experimento, os procedimentos cirúrgicos e de captura da imagem térmica foram realizados em ambiente fechado com climatização ambiente, sendo o fluxo de ar desviado do campo operatório. A temperatura ambiente foi mantida entre $18,5^{\circ}\text{C}$ e $25,8^{\circ}\text{C}$, sendo o foco cirúrgico desligado no momento da captura da imagem, de modo a evitar o aparecimento de artefatos decorrentes da irradiação infravermelha das lâmpadas.

Os pinos em aço inox utilizados são polidos e de superfície reflexiva, portanto, a imagem capturada não representava apenas a temperatura do próprio pino, mas também a refletida pelo ambiente. Como não foi viável a pintura de preto dos pinos durante os procedimentos cirúrgicos, optou-se pela avaliação apenas do acrílico e da interface pino-pele, esta última representa basicamente a temperatura da pele que estava em contato com o pino, visto que o pino em si não aparecia com sua temperatura real na imagem capturada. Para o experimento complementar, por ser de realização *ex vivo*, a pintura dos tubos e pinos foi possível com tinta preta fosca, maximizando o contraste e leitura da câmera termográfica.

A temperatura máxima nas barras de acrílico e o tempo de permanência da temperatura acima de 50°C foram registrados como forma de se avaliar o potencial de geração de calor pelo acrílico e a eficácia do método de irrigação direta de solução salina sobre o aparelho.

Em duas barras de acrílico, a temperatura máxima registrada foi de $105,5^{\circ}\text{C}$, ambas em acrílicos não irrigados, contra um máximo de $85,2^{\circ}\text{C}$ em acrílicos irrigados. Apesar de ser uma diminuição de temperatura razoável, a

redução no tempo em que o acrílico permaneceu aquecido acima de 50°C foi muito mais significativa, que na prática se traduz por menor tempo de exposição dos tecidos ao pino aquecido. Em média, os acrílicos reduziram sua temperatura superficial em 21,9°C e o tempo de permanência acima de 50°C em 11,4 minutos.

A irrigação com gaze embebida em solução salina foi sugerida por Okrasinski *et al.* (1991), embora sem comprovação de eficácia. Os resultados obtidos indicam que o processo de irrigação direta de solução salina é eficiente, porém ainda permanecem dúvidas sobre se a irrigação pode interferir com a polimerização e alterar a resistência final do acrílico (De Wijn, 1974).

A moldagem bilateral ou unilateral das barras de acrílico não afetou de maneira significativa a geração ou manutenção da temperatura elevada acima de 50°C do acrílico ou das interfaces pino-pele.

A maior temperatura na interface pino-pele foi de 56,6°C. Todas as quatro amostras com temperaturas superiores a 50°C registradas na interface pino-pele durante o experimento foram em pinos de grupos sem irrigação e com comprimento entre quatro a 6mm, ou seja, pinos em que a inserção na pele e no acrílico distava de quatro a 6mm. Esse resultado corrobora o fato de que quando o comprimento dos pinos é menor que 6mm a chance de necrose térmica é maior.

Redução média de 8,4°C na interface pino-pele foi obtida com a irrigação direta de solução salina; e redução média de 0,65 minutos na duração da temperatura igual ou superior a 50°C.

Quando comparada a média de distância atingida pelos pinos a 50°C ou mais, pôde-se concluir que barras de maior diâmetro geram mais calor, e, portanto, conduzem mais calor aos pinos, que aquecem até um ponto mais distante. O uso de quantidades menores de acrílico poderia resultar em redução significativa de calor produzido (Martinez *et al.*, 1997), porém foi descrito que uma redução de 50% no diâmetro da barra de acrílico leva a um decréscimo na força mecânica de um FEE por um fator de três (Willer *et al.*, 1991).

Os pinos de maior diâmetro possuem uma massa maior e absorvem mais energia. Portanto, para que o calor seja transmitido a uma distância maior nos pinos de 5mm e 6mm, seria necessário uma barra de acrílico com maior

diâmetro e massa do que os testados. Por este motivo, a distância que o calor atingiu foi maior nos pinos de maior diâmetro até os quatro ou 5mm, porém acima disso as distâncias foram menores.

A aferição das distâncias em que os pinos atingiram no mínimo 50°C durante quatro minutos ou mais é considerada a mais importante, pois designa a distância em que um pino atinge e mantém temperaturas iguais ou superiores a 50°C por quatro minutos consecutivos. Estas são a temperatura e tempo nos quais ocorrem danos celulares irreversíveis (Moritz; Henriques, 1947).

Para a determinação de uma distância de segurança a ser mantida quando da confecção de um aparelho de FEE, as maiores distâncias em que algum dos pinos atingiu e manteve por quatro minutos a temperatura de 50°C foram consideradas. Essas distâncias são: para barras de 20mm, distância de 3,2mm; para barras de 25mm, distância de 5,5mm; e para barras de 32mm, distância de 8,4mm.

6 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e analisados nesse experimento, conclui-se que:

- Existe potencial de lesão térmica pelos pinos, à partir da barra de acrílico, até a distância de 6mm;
- A irrigação direta é eficiente na redução deste potencial de lesão térmica na área de contato do pino com a pele;
- Confeccionar simultaneamente as duas barras de acrílico não altera o potencial de lesão térmica na área de contato do pino com a pele;
- Recomenda-se especial atenção à distância da barra à pele, quanto mais espessa a barra, maior a deve ser a distância, observando-se neste experimento a distância mínima de 4mm em barras com diâmetro até 20mm, 6,5mm em barras com diâmetro até 25mm e 10,5mm para barras com diâmetro até 32mm.

7 REFERÊNCIAS

ANUSAVICE, K. J.; PHILLIPS, R. W. **Phillips' science of dental materials**. W.B. Saunders, 1996.

ARORA, N. et al. Effectiveness of a noninvasive digital infrared thermal imaging system in the detection of breast cancer. **Am J Surg**, v. 196, n. 4, p. 523-526, Oct 2008.

BONFIELD, W.; LI, C. H. The temperature dependence of the deformation of bone. **J Biomech**, v. 1, n. 4, p. 323-329, Dec 1968.

BRASIL, F. B. J.; GIORDANO, P. P.; RIBEIRO, M. C. L. Tratamento de fraturas distais de rádio e ulna em cães miniaturas. Revisão de Literatura - parte II. **Boletim de Medicina Veterinária**, v. 3, n. 3, p. 43-51, 2007.

DE WIJN, J. R. Reduction of maximum temperature in the polymerization of cold- and heat-curing acrylic resins. **J Biomed Mater Res**, v. 8, n. 6, p. 421-434, Nov 1974.

DELAHANTY, D. D.; GEORGI, J. R. Thermography in Equine Medicine. **J Am Vet Med Assoc**, v. 147, p. 235-238, Aug 1 1965.

DENNY, H. R.; BUTTERWORTH, S. J. Opções no tratamento das fraturas. In: DENNY, H. R. e BUTTERWORTH, S. J. (Ed.). **Cirurgia Ortopédica em Cães e Gatos**. 4ed. São Paulo: Roca, 2006. cap. 12, p.67-102.

DIAS, L. G. G. G.; FILHO, J. G. P. Dinamização de fixador esquelético externo conectado ao pino intramedular "tie-in" em tibia de nove cães. **Revista científica eletrônica de Medicina Veterinária**, v. 7, n. 12, 2009.

EDDY, A. L.; VAN HOOGMOED, L. M.; SNYDER, J. R. The role of thermography in the management of equine lameness. **Vet J**, v. 162, n. 3, p. 172-181, Nov 2001.

EGGER, E. L. Fixação esquelética externa. In: SLATTER, D. (Ed.). **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**. 2ed. São Paulo: Manole, v.2, 1998. cap. 123, p.1944-1961.

EGGER, E. L. et al. Effect of Fixation Pin Insertion on the Bone-Pin Interface. **Veterinary Surgery**, v. 15, n. 3, p. 246-252, 1986.

FLO, G. L.; PIERMATTEI, D. L.; DECAMP, C. E. Classificação, diagnóstico e tratamento. In: FLO, G. L.;PIERMATTEI, D. L., et al (Ed.). **Ortopedia e**

tratamento de fraturas de pequenos animais. 4ed. São Paulo: Manole, 2009. cap. 2, p.28-179.

GLEHR, M. et al. **Thermal Imaging as a Noninvasive Diagnostic Tool for Anterior Knee Pain Following Implantation of Artificial Knee Joints.** 2011.

HEAD, M. J.; DYSON, S. Talking the temperature of equine thermography. **Vet J**, v. 162, n. 3, p. 166-167, Nov 2001.

HULSE, D.; HYMAN, B. Biologia e biomecânica das fraturas. In: SLATTER, D. (Ed.). **Manual de cirurgia de pequenos animais.** 2ed. São Paulo: Manole, v.2, 1998. cap.?? ,

INFERNUSO, T. et al. Thermal imaging of normal and cranial cruciate ligament-deficient stifles in dogs. **Vet Surg**, v. 39, n. 4, p. 410-417, Jun 2010.

JOHNSON, A. L. Fundamentos de cirurgia ortopédica e manejo de fraturas. In: FOSSUM, T. W. (Ed.). **Cirurgia de Pequenos Animais.** 3ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2008. cap. 31, p.930-1014.

LOUGHIN, C. A.; MARINO, D. J. Evaluation of thermographic imaging of the limbs of healthy dogs. **Am J Vet Res**, v. 68, n. 10, p. 1064-1069, Oct 2007.

MALAFAIA, O. et al. Infrared imaging contribution for intestinal ischemia detection in wound healing. **Acta Cir Bras**, v. 23, n. 6, p. 511-519, Nov-Dec 2008.

MARINO, D. J.; LOUGHIN, C. A. Diagnostic imaging of the canine stifle: a review. **Vet Surg**, v. 39, n. 3, p. 284-295, Apr 2010.

MARTINEZ, S. A. et al. Dissipation of heat during polymerization of acrylics used for external skeletal fixator connecting bars. **Veterinary Surgery**, v. 26, n. 4, p. 290-294, Jul-Aug 1997.

MATTHEWS, L. S.; GREEN, C. A.; GOLDSTEIN, S. A. The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone. **J Bone Joint Surg Am**, v. 66, n. 7, p. 1077-1083, Sep 1984.

MIKAIL, S. Termografia: diagnóstico através da temperatura. **Nosso Clínico**, v. 13, n. 74, p. 20-24, 2010.

MORITZ, A. R. Studies of Thermal Injury: III. The Pathology and Pathogenesis of Cutaneous Burns. An Experimental Study. **Am J Pathol**, v. 23, n. 6, p. 915-941, Nov 1947.

MORITZ, A. R.; HENRIQUES, F. C. Studies of Thermal Injury: II. The Relative Importance of Time and Surface Temperature in the Causation of Cutaneous Burns. **Am J Pathol**, v. 23, n. 5, p. 695-720, Sep 1947.

OKRASINSKI, E. B.; PARDO, A. D.; GRAEHLER, R. A. Biomechanical evaluation of acrylic external skeletal fixation in dogs and cats. **J Am Vet Med Assoc**, v. 199, n. 11, p. 1590-1593, Dec 1 1991.

PUROHIT, R. C.; BERGFELD, W. A.; THOMPSON, W. M. Value of clinical thermography in veterinary medicine. **Auburn Veterinarian**, p. 104-108, 1977.

RENKIELSKA, A. et al. Static thermography revisited--an adjunct method for determining the depth of the burn injury. **Burns**, v. 31, n. 6, p. 768-775, Sep 2005.

ROCHA, C. O. J. M. **Comparação da avaliação mecânica de compressão axial em seis modelos de fixadores esqueléticos externos confeccionados com barras estabilizadoras de polimetacrilato de metila ou de madeira e parafusos de aço inoxidável 304**. 2008. 63 (Mestrado). Curso de Pós-graduação em Medicina Veterinária, Universidade Federal Rural do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

ROUILLER, C.; MAJNO, G. [Morphological and chemical studies of bones after the application of heat]. **Beitr Pathol Anat**, v. 113, n. 1, p. 100-120, 1953.

SANCHES, I. J. **Sobreposição de imagens de termografia e ressonância magnética: uma nova modalidade de imagem médica tridimensional**. 2009. 168 (Doutorado). Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba.

SANTOS JUNIOR, M. N. D.; SCHOSSLER, J. E. Deambulação após o uso de aparelhos de fixação externa ou pinos intramedulares na tíbia de cães sadios. **Ciência Rural**, v. 32, n. 2, p. 269-273, 2002.

STAŃCZYK, M.; VAN RIETBERGEN, B. Thermal analysis of bone cement polymerisation at the cement–bone interface. **Journal of biomechanics**, v. 37, n. 12, p. 1803-1810, 2004.

STRÖBERG, B. The Use of Thermography in Equine Orthopedics. **Veterinary Radiology**, v. 15, n. 1, p. 94-97, 1974.

TURNER, T. A. Uses and limitations of thermography. **Pferdeheilkunde**, v. 12, n. 4, p. 684-685, 1996.

_____. Diagnostic thermography. **Vet Clin North Am Equine Pract**, v. 17, n. 1, p. 95-113, Apr 2001.

TURNER, T. A.; PUROHIT, R. C.; AL., E. Thermography: a review in equine medicine. **Compend Contin Ed**, v. 8, p. 885-860, 1986.

UM, S. W. et al. Thermographic evaluation for the efficacy of acupuncture on induced chronic arthritis in the dog. **J Vet Med Sci**, v. 67, n. 12, p. 1283-1284, Dec 2005.

VADEN, M. F. et al. Thermography: a technique for subclinical diagnosis of osteoarthritis. **Am J Vet Res**, v. 41, n. 8, p. 1175-1179, Aug 1980.

VAN HOOGMOED, L. M.; SNYDER, J. R. Use of Infrared Thermography to Detect Injections and Palmar Digital Neurectomy in Horses. **The Veterinary Journal**, v. 164, n. 2, p. 129-141, 2002.

WILLER, R. L.; EGGER, E. L.; HISTAND, M. B. Comparison of stainless steel versus acrylic for the connecting bar of external skeletal fixators. **The Journal of the American Animal Hospital Association**, v. 27, n. 5, p. 541-548, 1991.

ZHANG, H. Y.; KIM, Y. S.; CHO, Y. E. Thermatomal changes in cervical disc herniations. **Yonsei Med J**, v. 40, n. 5, p. 401-412, Oct 1999.

8 ANEXOS

Anexo A – Ficha de recomendações para fixador esquelético externo

SERVIÇO DE ORTOPEDIA VETERINÁRIA HOSPITAL VETERINÁRIO UNIVERSITÁRIO – UFSM

RECOMENDAÇÕES PÓS-OPERATÓRIAS

No período indicado abaixo, o paciente deverá retornar para a realização de nova radiografia e avaliação de possível retirada do(s) pino(s).

() 21 dias após a cirurgia

() 45 dias após a cirurgia

() 30 dias após a cirurgia

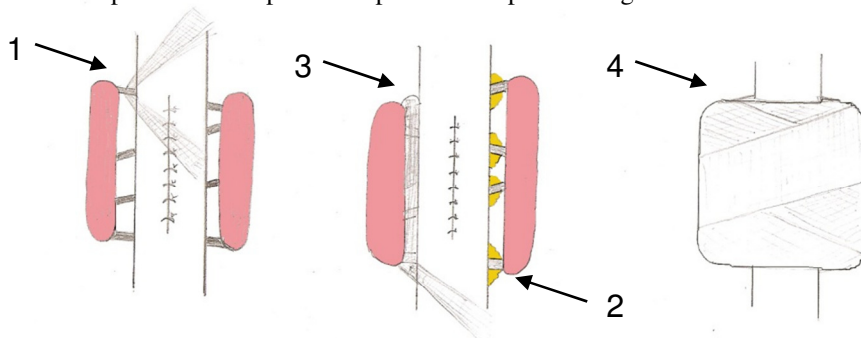
() 60 dias após a cirurgia

FIXADOR EXTERNO

O curativo deverá ser realizado durante o período e o intervalo indicado abaixo, seguindo as instruções:

() a cada 24 horas _____ () a cada 48 horas _____

- 1- Fazer a limpeza dos pinos que estão em contato com a pele, utilizando Solução Fisiológica e gaze. Devem ser removidas todas as crostas e secreções existentes entre o fixador e a pele do animal.
- 2- Após a limpeza, aplicar a pomada à base de Nitrofurazona em todas as entradas de pinos, de modo que impeça qualquer contaminação interna.
- 3- Envolver os pinos com uma gaze de cada lado para manter a pomada no local.
- 4- Por fim, envolver todo o fixador com uma atadura de crepom.
- 5- Retornar para retirar os pontos de pele 7 dias após a cirurgia.



ATENÇÃO - Todo paciente ortopédico que tenha sido submetido à cirurgia deve ser mantido em repouso, evitando escadas, pulos e pisos escorregadios, mas a movimentação básica, como caminhadas leves, é recomendada. O sucesso da cirurgia depende em grande parte, da realização correta do curativo, pois os pinos que são visualizados externamente estão em contato direto com o osso. Desta forma, qualquer contaminação externa, poderá gerar uma infecção óssea e progredir para a não cicatrização da fratura.

OBSERVAÇÕES:

Santa Maria - ____ / ____ / ____

Médico Veterinário