

**RODRIGO ARENHART**

**ANÁLISE TERMOGRÁFICA E HISTOLÓGICA DE TENORRAFIAS EM COELHOS  
PÓS-MOBILIZAÇÃO ATIVA PRECOCE (MAP)**

**FLORIANÓPOLIS**

**2010**

**UNIVERSIDADE DO ESTADO DE SANTA CATARINA – UDESC**  
**CENTRO DE CIÊNCIA DA SAÚDE E DO ESPORTE - CEFID**  
**PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**  
**MESTRADO EM CIÊNCIAS DO MOVIMENTO HUMANO**

**RODRIGO ARENHART**

**ANÁLISE TERMOGRÁFICA E HISTOLÓGICA DE TENORRAFIAS EM COELHOS**  
**PÓS-MOBILIZAÇÃO ATIVA PRECOCE (MAP)**

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do título de mestre em Ciências do Movimento Humano pelo Centro de Ciências da Saúde e do Esporte da Universidade do Estado de Santa Catarina, na área de concentração de Estudos Biocomportamentais do Movimento Humano, da linha de pesquisa de Biomecânica.

**Orientador:** Prof. Dr. Aluisio Otávio Vargas Ávila

**FLORIANÓPOLIS**  
**2010**

**AUTOR:RODRIGO ARENHART**

**TÍTULO:**

**ANÁLISE TERMOGRÁFICA E HISTOLÓGICA DE TENORRAFIAS EM COELHOS**

**PÓS-MOBILIZAÇÃO ATIVA PRECOCE (MAP)**

**Carta de aprovação:**

Dissertação de Mestrado em Ciências do Movimento Humano / Biomecânica.

Orientador: .....

Prof. Dr. Aluisio Otávio Vargas Ávila  
CEFID/UDESC

**Banca examinadora:**

Membro 1: .....

Prof<sup>ª</sup>. Dra. Eliane Fátima Manfio  
IBTeC

Membro 2: .....

Prof. Dr. Ruy Jornada Krebs  
CEFID/UDESC

Membro 3:.....

Prof. Dr. John Peter Nasser  
UFSC

**Florianópolis, 03 de fevereiro de 2010**

## DEDICATÓRIA

Dedico este à minha filha, Clara Elis Ahlert Arenhart.  
Minha luz! Que clareia minha vida em todos os momentos  
e me encoraja a lutar contra o desconhecido.

## AGRADECIMENTOS

Gostaria de realizar uma especial menção ao Prof. Dr. Aluisio Otávio Ávila Vargas, que me oportunizou adentrar na academia e descobrir que pautamos nossas vidas por muito trabalho e estudo. Meu memorável respeito e gratidão pelo convívio próximo de tal célebre personalidade acadêmica.

Ao Prof. Dr. Milton Zaro, a sua disponibilidade e criativa forma de apresentar idéias, facilitando o aprendizado e o alcance dos objetivos. Sua humildade e gentileza são imensuráveis, meus irrestritos agradecimentos.

Pela sua compreensão e abdicação do tempo de convívio em prol da realização deste estudo. Encorajando-me a prosseguir na execução deste, sua presença foi a fonte de minha determinação. Ao meu amor, Juliana Zis, meus carinhosos agradecimentos.

Agradeço a minha filha, Clara Elis Ahlert Arenhart, por sua compreensão perante minhas faltas nesta jornada. Minha eterna gratidão por receber sua paz e seu amor!

Aos meus pais, Roque José Arenhart e Suzana Luiza Arenhart, pelo amor incondicional, pelo conforto espiritual e pela sólida formação pessoal dada até os dias de hoje, proporcionando a continuidade de meus estudos até a chegada a este Mestrado, meus eternos agradecimentos.

Minha irmã, Karina Roberta Arenhart, e meus sobrinhos, Arthur e Miguel, grato pelo amor e carinho, e principalmente por compreenderem minhas faltas.

Ao MSc. Antônio Lourenço Severo, mentor de grandes estudos na área de cirurgia e microcirurgia de mão. Agradeço suas reflexões criativas sobre nosso objeto de estudo, as quais muito colaboraram para engrandecê-lo. Grato também pelo exemplo de genialidade, seriedade e dedicação a tudo que faz, o qual tento me espelhar.

Édson Ito, amigo adquirido neste período de formação, sempre receptivo em sua morada. Grato por suas palavras e por sua paz espiritual. Deixo aqui meu afetivo muito obrigado.

Ao Laboratório de Biomecânica do IBTeC, agradeço por disponibilizar a câmera termográfica, e aos amigos por sua prestação. Em especial ao pesquisador MSc. Rudinei Palhano, agradeço sua participação ativa e preocupação na realização deste estudo.

Ao Laboratório de Cirurgia experimental e Biomecânica do IOT e a toda equipe de Cirurgia e Microcirurgia de Mão, agradeço todo o suporte. Em especial a Marcelo Lemos, por sua colaboração e dedicação a este estudo.

Aos amigos, Norton Severo, Dechristian França Barbieri e Tio Inocêncio Becker, muito grato pela colaboração incondicional.

## RESUMO

A presente pesquisa se fundamentou nos resultados das cirurgias de Tenorrafia que têm melhorado devido à associação de suturas fortes e não volumosas a protocolos fisioterápicos que preconizam a Mobilização Ativa Precoce (MAP) ao pós-operatório. O objetivo desta foi avaliar a evolução do processo cicatricial entre os diferentes tipos de tenorrafias em coelhos submetidos à Mobilização Ativa Precoce (MAP). A amostra se constituiu de 36 coelhos da raça New Zeland, divididos em 3 grupos de 12, de acordo com os 3 diferentes tipos de sutura (Brasil – 4 passadas; Indiana – 4 passadas; e Tsai – 6 passadas). Todos os coelhos tiveram a pata traseira direita operada, imobilizada com gesso e submetidos à marcha livre (MAP) dentro da gaiola de confinamento desde o pós-operatório imediato. No 15º dia e 30º dia do pós-operatório foram realizadas as análises Termográficas e Histológicas, e observou-se que as três diferentes técnicas de tenorrafia apresentaram comportamentos semelhantes nos mesmos tempos de reparo cirúrgico (15º e 30º dia), apenas diferenciando-se entre estes. O estudo histológico, qualitativamente, demonstrou que o comportamento da cicatrização do tendão submetido à MAP referiu uma qualidade adequada, onde as fibras de colágeno apresentaram um espessamento mais exuberante, podendo oferecer maior resistência à tração ao tendão reparado. As temperaturas (°C) se mostraram com diferenças estatisticamente significativas em relação ao membro contralateral (controle) e o reparado no 15º e 30º dia, sugerindo que a MAP pode ser aumentada gradualmente ao redor do 30º dia. Conclui-se que a adequada qualidade do tecido cicatricial das três diferentes suturas, pode ser atribuída à minimização do dano vascular no centro do tendão, que ofereceu uma circulação sanguínea e um metabolismo reparador uniforme, e que a termografia infravermelha computadorizada, capaz de captar as diferenças térmicas oferecidas pela microcirculação, é um instrumento de grande valia na avaliação e monitoramento da evolução do processo de cicatrização de tendões *in vivo*, podendo ser utilizada durante a aplicação de protocolos de reabilitação de tendões flexores da mão.

**Palavras-chave:** Termografia Infravermelha Computadorizada. Tenorrafias. Mobilização Ativa Precoce (MAP).

## ABSTRACT

The present research is based on the results of the surgeries of tenorrhaphy, which have been improved due to the association between strong and not voluminous sutures and physiotherapeutic protocols, which preconize the early active motion (EAM) to the postoperative period. This research's purpose was to evaluate the evolution of the healing process among the different types of tenorrhaphies in rabbits that underwent early active motion (EAM). The sample was constituted of 36 New Zealand rabbits, divided in 3 groups of 12, in accordance with the 3 different types of suture (Brazil – 4 strands; Indian – 4 strands; and Tsai – 6 strands). All rabbits had the right rear paw operated, immobilized with plaster cast and underwent deambulation (EAM) inside the confinement cage since the immediate postoperative procedure. On the 15<sup>th</sup> day and on the 30<sup>th</sup> day from the postoperative period the thermographic and histological analysis were performed, and it was noticed that the three different tenorrhaphy techniques presented similar behavior at the same periods of surgical repairs (on the 15<sup>th</sup> and 30<sup>th</sup> days), only differing themselves between these. The histological study, qualitatively, revealed that the behavior of the healing process of the tendon that underwent EAM referred an adequate quality, where the collagen fibers presented a more exuberant thickening, being able to offer greater resistance to traction for the repaired tendon. The temperatures (°C) showed statistically significant differences on the 15<sup>th</sup> day and on the 30<sup>th</sup> day in relation to the contralateral limb (control) and the repaired one, suggesting that the EAM may be gradually increased on the 30<sup>th</sup> day approximately. It was concluded that the adequate quality of the cicatricial tissue of the three different sutures can be attributed to the minimization of the vascular damage in the middle of the tendon, which not only offered a uniform blood circulation but also a uniform reparative metabolism, and that the Infrared Thermography, capable of capturing the thermal differences offered by microcirculation, is an instrument of great value when evaluating and monitoring the evolution of the healing process of tendons *in vivo*, and could be applied during the application of rehabilitation protocols of flexor tendons in the hand.

**Key Words:** Infrared Thermography. Tenorrhaphy. Early Active Mobilization (EAM).

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> – Disposição das fibras de colágeno .....	22
<b>Figura 2</b> – Estrutura do tendão .....	22
<b>Figura 3</b> – Curva resultante estresse-deformação .....	23
<b>Figura 4</b> – Histerese .....	24
<b>Figura 5</b> – Lesão tendão Flexor da mão .....	25
<b>Figura 6</b> – Sutura tendínea .....	25
<b>Figura 7</b> – Primeira etapa da cicatrização .....	26
<b>Figura 8</b> – Análise histológica .....	27
<b>Figura 9</b> – Ensaio de tração.....	28
<b>Figura 10</b> – Termografia no uso militar e engenharia elétrica .....	35
<b>Figura 11</b> – Evidência de Epicondilite Lateral do Cotovelo pela termografia.....	38
<b>Figura 12</b> – Comparação bilateral das temperaturas na região dorsal do corpo.....	38
<b>Figura 13</b> – Análise termográfica da mama .....	42
<b>Figura 14</b> - Câmera Termográfica Eletrophysics PV320A .....	45
<b>Figura 15</b> – Microscópio Leica - DMLS.....	46
<b>Figura 16</b> – Balança de precisão.....	47
<b>Figura 17</b> - Termohigrômetro.....	47
<b>Figura 18</b> – Gaiola de confinamento.....	49
<b>Figura 19</b> – Procedimento cirúrgico .....	50
<b>Figura 20</b> – Técnica sutura Brasil.....	51
<b>Figura 21</b> – Técnica sutura Indiana.....	51
<b>Figura 22</b> – Técnica sutura Tsai .....	52
<b>Figura 23</b> – Anatomia do coelho com imobilização da pata traseira.....	53
<b>Figura 24</b> – Coelho alimentando-se após 2 h do procedimento .....	53
<b>Figura 25</b> – Aquisição do termograma.....	54
<b>Figura 26</b> – Análise termográfica TMT - sutura Brasil / 15º dia.....	57
<b>Figura 27</b> – Análise termográfica TMV – sutura Brasil / 15º dia .....	58
<b>Figura 28</b> - Análise termográfica TMC – sutura Brasil / 15º dia .....	58

<b>Figura 29</b> - Análise termográfica TMT - Sutura Brasil / 30° dia.....	59
<b>Figura 30</b> – TMT em função do tempo .....	61
<b>Figura 31</b> - Corte histológico Técnica de Tsai (6-passadas) / 15° dia .....	62
<b>Figura 32</b> - Corte histológico técnica de Tsai (6-passadas) / 30° dia.....	63
<b>Figura 33</b> - Corte histológico técnica de Tsai (6-passadas) / 15° dia.....	63
<b>Figura 34</b> - Corte histológico técnica de Tsai (6-passadas) / 30° dia.....	65
<b>Figura 35</b> - Corte histológico técnica de sutura Brasil (4-passadas) / 30° dia.....	66
<b>Figura 36</b> - Corte histológico técnica de sutura Indiana (4-passadas) / 15° dia.....	66
<b>Figura 37</b> - Corte histológico técnica de sutura Tsai (6-passadas) / 15° dia .....	67
<b>Figura 38</b> - Corte histológico técnica de sutura Tsai (6-passadas) / 15° dia .....	67

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 1</b> – Distribuição dos grupos.....	45
<b>Tabela 2</b> – Temperatura máxima .....	59
<b>Tabela 3</b> – Análise de variância.....	60
<b>Tabela 4</b> – Temperatura máxima aferida no local da tenorrafia .....	61
<b>Tabela 5</b> – Frequência absoluta e relativa de fibras colágenas gorssas no 15° dia e 30° dia após a aplicação de diferentes técnicas .....	64

## **LISTA DE ABREVIATURAS**

ADM: Amplitude de Movimento

CETEA: Comitê de Ética de Experimentos com Animais

CAV / UDESC: Centro Agronomia e Veterinária da Universidade Estadual de Santa Catarina

CNPJ: Cadastro Nacional de Pessoa Jurídica

DTM: Disfunção Temporomandibular

HE: Hematoxilina-eosina

IOT: Instituto de Ortopedia e Traumatologia

MAP: Mobilização Ativa Precoce

Max: Máximo

Min: Mínimo

MPP: Mobilização Passiva Precoce

NTSC: National Television System Comitee

PG: Pontos-gatilho

TMC: Temperatura Máxima sobre a mesma área da Tenorrafia do membro contralateral

TMT: Temperatura Máxima sobre a Tenorrafia

TMV: Temperatura Máxima sobre a área vizinha à Tenorrafia

SNA: Sistema Nervoso Autônomo

SNC: Sistema Nervoso Central

SNS: Sistema Nervoso Simpático

## LISTA DE SÍMBOLOS

cm: centímetro

m: metro

kg: kilograma

mg: miligrama

ml: mililitro

mm: milímetro

®: marca registrada

Hz: Hertz

°C: graus Celsius

k: Kelvin

$E$ : energia radiante

$\varepsilon$ : emissividade

$\sigma$ : constante de proporcionalidade de Stefan-Boltzman

$\mu$ : microns

$\mu\text{m}$ : micrometros

$(\bar{X})$ : Média aritmética

(s): desvio padrão

(e): quantidade equivalente de alongamento ou deformação

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	15
1.1 PROBLEMA .....	15
1.2 OBJETIVOS .....	16
<b>1.2.1 Objetivo Geral</b> .....	16
<b>1.2.2 Objetivos Específicos</b> .....	16
1.3 HIPÓTESES .....	16
1.4 JUSTIFICATIVA .....	17
1.5 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS .....	18
1.6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO .....	19
1.7 DEFINIÇÃO DE TERMOS .....	19
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b> .....	21
2.1 TENDÊNCIAS .....	21
<b>2.1.1 Constituição</b> .....	21
<b>2.1.2 Estruturas do tendão</b> .....	22
<b>2.1.3 Biomecânica</b> .....	23
<b>2.1.4 Lesão, tenorrafias e cicatrização tendínea</b> .....	24
<b>2.1.5 Mobilização Ativa e Passiva Precoce</b> .....	27
2.2 TEMPERATURA CORPORAL.....	29
<b>2.2.1 Princípios da temperatura corporal e termoregulação</b> .....	29
<b>2.2.2 Princípios da transferência de calor corporal</b> .....	31
<b>2.2.3 Histórico da mensuração da temperatura corporal</b> .....	32
2.3 TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA COMPUTADORIZADA .....	34
<b>2.3.1 História da termografia</b> .....	34
<b>2.3.2 Infravermelho</b> .....	36
<b>2.3.3 Uso clínico da termografia</b> .....	37
2.3.3.1 Patologias de origem Ortopédica .....	39
2.3.3.2 Patologias de origem Vascular .....	40

2.3.3.3 Patologias de origem Endocrinológica .....	41
2.3.3.4 Patologias de origem Reumática .....	41
2.3.3.5 Patologias de origem Oncológica.....	42
2.3.3.6 Patologias de origem Neurológica .....	42
<b>3. METODOLOGIA .....</b>	<b>44</b>
3.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA .....	44
3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO .....	44
3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA .....	45
<b>3.3.1 Sistema de Termografia Infravermelha Computadorizada .....</b>	<b>45</b>
<b>3.3.2 Sistema de Microscopia Óptica.....</b>	<b>46</b>
<b>3.3.3 Balança Digital de Precisão.....</b>	<b>46</b>
<b>3.3.4 Termohigrômetro MT-241 (2 canais).....</b>	<b>47</b>
<b>3.3.5 Ficha de Aquisição dos Dados.....</b>	<b>48</b>
3.4 PROCEDIMENTOS DE PESQUISA .....	48
<b>3.4.1 Estudo Piloto.....</b>	<b>48</b>
<b>3.4.2 Delineamento da Pesquisa .....</b>	<b>49</b>
<b>3.4.3 Coleta de dados .....</b>	<b>54</b>
3.5 PROCESSAMENTO, ARMAZENAMENTO E TRATAMENTO DOS DADOS .....	55
<b>4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS .....</b>	<b>57</b>
4.1 DESCRIÇÃO DOS TERMOGRAMAS .....	57
4.2 DESCRIÇÃO DOS CORTES HISTOLÓGICOS .....	62
4.3 DISCUSSÃO .....	68
<b>5. CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....</b>	<b>72</b>
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>74</b>
<b>APÊNDICES .....</b>	<b>83</b>
APÊNDICE A – FICHA DE AQUISIÇÃO DE DADOS .....	84
<b>ANEXOS.....</b>	<b>85</b>
ANEXO A – (CETEA).. .....	86

# 1 INTRODUÇÃO

## 1.1 PROBLEMA

A ocorrência de lesões nos tendões flexores das mãos, pode gerar um grande sofrimento físico e emocional, um transtorno sócio-econômico para o paciente e a sociedade, devido ao longo período de recuperação funcional. A dificuldade de se estabelecer a maior resistência das diferentes técnicas de sutura em tendões flexores da mão – Tenorrafias - e que permitam a realização de um movimento precoce, sem que haja ruptura entre os cotos tendíneos, remete uma importante necessidade de maiores avaliações do ponto de vista biomecânico (SEVERO *et al.*, 2005).

Os resultados têm melhorado devido à associação de suturas fortes e não volumosas (4 - passadas) a protocolos fisioterapêuticos que preconizam Mobilização Passiva Precoce (MPP) e a Mobilização Ativa Precoce (MAP), no pós-operatório. Existem inúmeros e diferentes protocolos, alguns com a predominância da aplicação de um tipo de mobilização sobre outros, avaliando-se a evolução apenas por dados clínicos (dor, rubor, edema, amplitude de movimento (ADM)), não havendo um consenso sobre qual traria maiores benefícios ou vantagens durante o processo de reabilitação (KLEIN, 2003).

Uma questão de necessidade imediata, que será suprida somente através de mais e novos modelos de estudos e que possui uma expressiva importância clínica, é definir a intensidade da carga ou a força tênsil aplicada sobre os tendões, quando utilizada nos protocolos de reabilitação, desde o pós-operatório imediato, respeitando a sua macro e microanatomia. Para tal, analisando-se os tendões humanos *in vivo*, os instrumentos avaliativos atuais são deficientes, no que diz respeito às primeiras semanas de pós-operatório, pois os cuidados em relação à formação do tecido cicatricial tornam esta fase muito delicada (BOYER *et al.*, 2001). O tendão recém suturado não suportaria a aplicação de testes de força, como através de um dinamômetro de pressão, pois a tensão aplicada poderia provocar diferentes graus de ruptura e formações de aderências. Conhecer o comportamento cicatricial *in vivo*, sob estresse tecidual provocados pelos exercícios, durante a reabilitação, se faz necessário.

Considerando a problemática apresentada, bem como a necessidade de obtenção de melhores resultados na reabilitação de processos cirúrgicos de tenorrafias, este estudo busca investigar o seguinte problema: Como se apresenta a evolução do processo cicatricial entre os

diferentes tipos de tenorrafias em coelhos submetidos à Mobilização Ativa Precoce (MAP), do ponto de vista Termográfico e Histológico?

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 Objetivo Geral

Avaliar a evolução do processo cicatricial entre os diferentes tipos de tenorrafias em coelhos submetidos à Mobilização Ativa Precoce (MAP).

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Quantificar após a tenorrafia (1) a proporção de fibras de colágeno grossas, (2) a incidência de necrose, (3) e a incidência de deposição de material amorfo.
- Comparar estes achados histológicos entre os grupos que receberam as três diferentes técnicas de tenorrafia em dois períodos (15° e 30° dia de Pós-operatório).
- Analisar as temperaturas máximas dos termogramas no local da tenorrafia, na área vizinha e no membro contralateral.
- Comparar as temperaturas máximas entre os grupos que receberam as três diferentes técnicas de tenorrafia em dois períodos (15° e 30° dia de Pós-operatório).

## 1.3 HIPÓTESES

Não existem diferenças, quanto à caracterização das fibras de colágeno no local da tenorrafia, no 15° e 30° dias de pós-operatório, entre os diferentes tipos de tenorrafias em coelhos, submetidos à MAP.

Não existem diferenças, quanto à temperatura máxima no local da tenorrafia no 15° e 30° dias de pós-operatório, entre os diferentes tipos de tenorrafias em coelhos, submetidos à MAP.

#### 1.4 JUSTIFICATIVA

A Mobilização Ativa Precoce (MAP) é tão importante quanto a Mobilização Passiva Precoce (MPP), instituídas de diferentes modos, em diferentes protocolos, permite o deslizamento do tendão no sentido proximal e distal, no túnel. Os movimentos passivos e ativos devem ser realizados e a força de aplicação deve ser controlada, gerando menor agressão sobre a cicatrização, vindo a prejudicá-la (CULLEN *et al.*, 1989; SMALL *et al.*, 1989).

Os benefícios relacionados à MAP são: uma maior excursão do tendão no túnel osteofibroso, maior amplitude de movimento (ADM) e funcionalidade da mão, de acordo com Fernández *et al.* (1996), Harris *et al.* (1999), Riaz *et al.* (1999), Peack *et al.* (1998) e Kitsis *et al.* (1998).

A análise quantitativa da resistência máxima de suturas de 2, 4, 6 e 8 passadas foram bem definidas em ensaios com máquinas de tração, aplicadas em tendões de cadáveres humanos frescos (*in vitro*), sugerindo uma boa resistência à aplicação de uma mobilização ativa precoce no pós-operatório, porém a intensidade da tensão aplicada sobre o tendão, durante a reabilitação, é pouco conhecida do ponto de vista da sua influência sobre o processo cicatricial (SEVERO *et al.*, 2005).

Autores como Cullen *et al.* (1989), Small *et al.* (1989), propuseram a MAP como suporte de seus estudos, mostrando bons resultados em humanos com tenorrafias submetidos a este tipo de mobilização, com tensão adequada, durante a reabilitação. Uma MAP controlada produz maior excursão do tendão no túnel osteofibroso do que a MPP (SILFVERSKIOLD *et al.*, 1993). Desta forma, a associação de Tenorrafias de 4 e 6 passadas à MAP, oferece uma aplicabilidade segura, na recuperação deste tipo de lesão, diante disto, a MAP torna-se a opção escolhida para o presente estudo.

Boyer *et al.* (2001) cita que os protocolos utilizados, atualmente, estão em processo de evolução, pelo fato de serem realizados de forma empírica, não possuindo controle preciso

sobre a aplicação e o regime do exercício. Variáveis como tempo de aplicação, força de tensão, não são comparadas às avaliações do comportamento cicatricial. Formulados por modelos clínicos, sem um controle claro, os protocolos são aplicados sobre os pacientes observando apenas dados clínicos como dor, rubor, edema e ADM.

A utilização da análise Termográfica associada à análise Histológica poderá determinar uma relação diagnóstica da evolução do processo cicatricial da tenorrafia dos tendões flexores submetidos a uma MAP. O aumento das propriedades elásticas do tendão não é somente explicado pelo aumento de concentração e maturidade do colágeno, observado na microscopia, mas estes dados sugerem um bom progresso do processo cicatricial (BOYER *et al.*, 2001). Admitindo-se que os processos inflamatórios geram calor, supõe-se que o nível inflamatório possa ser avaliado, através da medida da temperatura (KITCHEN; YOUNG, 1998). Para isso, a utilização da termografia infravermelha computadorizada, que é uma técnica não-invasiva que mede a quantidade de radiação infravermelha emitida pelos corpos e fornece o valor da temperatura superficial dos mesmos, pode contribuir na obtenção de mais dados para tal questão.

Mesmo que a reabilitação tenha sido finalizada, sem complicações é, praticamente, impossível conhecer o real desempenho da sutura, embora se possa inferir que tenha sido satisfatório. Os estudos biomecânicos laboratoriais ajudam a esclarecer alguns aspectos sobre a resistência, mas possuem dificuldades para reproduzir com fidelidade as situações clínicas das suturas e do processo cicatricial dos tendões *in vivo*, submetidos à tração (SEVERO *et al.*, 2005).

## 1.5 DEFINIÇÃO DAS VARIÁVEIS

Variáveis Independentes: constituem, os 3 tipos de suturas utilizadas nas tenorrafias dos coelhos: Brasil – 4 passadas, Indiana – 4 passadas, e Tsai – 6 passadas e o tempo pós-cirúrgico destas análises (15° e 30° dias do pós-operatório).

Variáveis Dependentes: constituem estas variáveis, a temperatura das áreas analisadas pela termografia infravermelha computadorizada: temperatura máxima sobre a tenorrafia (TMT), temperatura máxima sobre a área vizinha (TMV), temperatura máxima sobre a mesma área da

tenorrafia do membro contralateral (TMC); caracterização das fibras de colágeno sobre a tenorrafia, realizada pela análise histológica;

## 1.6 LIMITAÇÕES DO ESTUDO

A dificuldade de se controlar a intensidade e o tempo de realização da MAP pelos coelhos, havendo a possibilidade de reprodução de diferentes níveis de agitação, durante o confinamento, e também o fato de poderem roer, parcialmente ou totalmente, o gesso que teve o papel de imobilizar a pata operada, poderiam provocar variados graus de tensão sobre a tenorrafia através de movimentos indevidos, repercutindo na qualidade do processo cicatricial. No entanto, estas limitações não constituíram impedimento para obtenção de resultados e conclusões que se retiraram a partir da análise dos mesmos.

## 1.7 DEFINIÇÃO DE TERMOS

**TENDÃO:** feixes de fibras que se dispõem entre músculos e ossos, responsáveis por promover a tração sobre os ossos e provocar o movimento articular após a contração muscular (SOBANIA e SOBANIA, 2008).

**TENORRAFIA:** sutura ou costura das partes divididas de um tendão rompido (SOBANIA e SOBANIA, 2008).

**CALOR:** quantidade de energia térmica transferida (BROWN *et al*, 1999).

**TEMPERATURA:** medida do grau de agitação das moléculas de um corpo (BROWN *et al*, 1999).

**TEMPERATURA CORPORAL:** quando se recebe energia, as moléculas passam a se agitar mais intensamente e a temperatura aumenta, ao se perder energia, as moléculas do corpo se agitam com menor intensidade e a temperatura tende a diminuir. Apresenta-se

fisiologicamente no corpo humano em torno de 36 °C a 37 °C (BROWN *et al.*, 1999). No coelho a temperatura corporal em média é de 38,5 °C (BARBOSA *et al.*, 1992).

TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA COMPUTADORIZADA: é um registro da distribuição da temperatura corporal através de uma imagem (RING, 1994 apud ANDRADE FILHO, 2001). Este princípio baseia-se na captação da radiação infravermelha emitida pela superfície de um corpo (CAMARGO FILHO e NUNES, 2005).

## 2 REVISÃO DE LITERATURA

### 2.1 TENDÕES

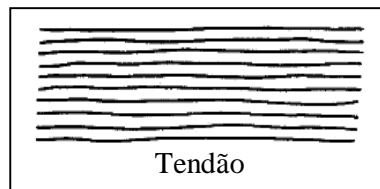
#### 2.1.1 Constituição

Os tendões são estruturas viscoelásticas, com propriedades mecânicas únicas, são fortes o bastante para sustentar as altas forças de tensão que resultam da contração muscular, durante movimento articular (NORDIN e FRANKEL, 2003).

Os Tendões, como outros tecidos conjuntivos, consistem em relativamente poucas células (fibroblastos) e uma matriz extracelular abundante. Em geral, o material celular ocupa aproximadamente 20% do volume do tecido total, enquanto a matriz extracelular contabiliza os 80% remanescentes. Aproximadamente, 70% da matriz consiste de água, e aproximadamente, 30% de sólidos. Esses sólidos são o colágeno, substância de base, e uma quantidade pequena de elastina. O conteúdo de colágeno está acima de 75% e é um pouco maior em tendões do que em ligamentos (KASSER, 1996).

O principal componente do tendão é o colágeno do tipo I, que perfaz cerca de 86% de peso seco de um tendão. As fibras elásticas estão presentes em pequenas quantidades na matriz dos tendões (WHITING e ZERNICKE, 2001).

A ligação inter e intracadeias, ou ligação cruzada, entre grupos específicos nas cadeias é essencial à estabilidade da molécula. É o caráter da ligação cruzada das fibrilas de colágeno que dá força aos tecidos que eles compõem e permite que esses tecidos funcionem sob estresse mecânico. As fibras que compõem os tendões têm um arranjo ordenadamente paralelo que permite controlar as altas cargas de tensão unidirecionais (uniaxiais) para as quais eles são sujeitos, durante as atividades (Figura 1) (NORDIN e FRANKEL, 2003).



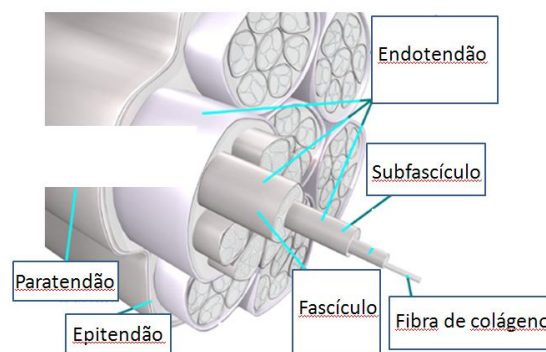
**Figura 1** - Disposição das fibras de colágeno

**Fonte:** Adaptado de Nordin e Frankel ( 2003)

### 2.1.2 Estruturas do tendão

Os blocos formadores básicos de um tendão são as moléculas de tropocolágeno que, em geral, são alinhadas em fileiras paralelas para formar uma microfibrila. Subseqüentemente, as microfibrilas se agregam em feixes paralelos para formar subfibrilas e a seguir, fibrilas. As fibrilas são reunidas em fascículos mantidos juntos por um tecido conjuntivo frouxo (endotendão), que permite uma movimentação relativa dos fascículos colágenos e serve de apoio para os vasos sanguíneos, linfáticos e nervos (WHITING e ZERNICKE, 2001).

A superfície do tendão pode ser coberta por um epitendão, visualizado, em geral, como uma bainha tendinosa que irá agir como uma polia e determinar o trajeto ao redor das superfícies irregulares como ocorre nos tendões flexores da mão. Quando os tendões não estão envoltos pelo epitendão e se movimentam através de uma linha relativamente reta, existe um tecido conjuntivo areolar frouxo (peritendão) envolvendo o tendão. O peritendão contém vasos sanguíneos para irrigar o tendão (Figura 2) (WHITING e ZERNICKE, 2001).



**Figura 2** - Estrutura do tendão

**Fonte:** Adaptado de <HTTP//WWW.eorthopod.com>. Acessado em: 10/03/2009

### 2.1.3 Biomecânica

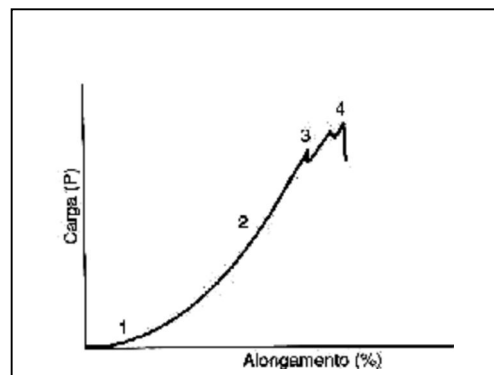
Hirsch (1974) e Woo *et al.* (1994) explicaram a deformação de um tendão submetido a uma carga. Representada por um gráfico, a curva resultante estresse-deformação é explicada, dividindo-a em várias regiões que caracterizam as respostas e o comportamento dos tecidos (Figura 3):

(1) Nessa região, chamada de primária, o tecido é alongado facilmente, sem muita força, e as fibras de colágeno se tornam retas e perdem a aparência ondulada, à medida que a carga progride;

(2) À medida que ocorre maior emprego da carga, a rigidez do tecido aumenta e, progressivamente, uma maior força é exigida para produzir quantidades equivalentes de alongamento, que é expressa como deformação ( $\epsilon$ ), calculada como porcentagem do comprimento original do espécime. Esta é chamada de região secundária ou linear, na qual as fibras se tornam retas e rígidas, e a deformação do tecido tem uma relação mais ou menos linear com a carga;

(3) Quando a região linear é ultrapassada, falhas maiores dos feixes de fibra acontecem de uma maneira imprevisível. Com a realização da carga máxima que reflete a resistência de tensão final, a falha completa acontece rapidamente, e a habilidade de sustentação de carga do tendão ou ligamento fica substancialmente reduzida;

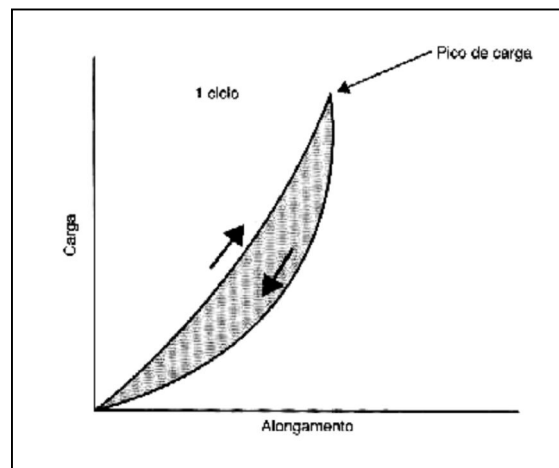
(4) Reflete a resistência de tensão final do tecido, a falha completa ocorre rapidamente, e o tendão perde sua habilidade de suportar cargas;



**Figura 3** - Curva resultante estresse-deformação

Fonte: Adaptado de Nordin e Frankel (2003).

Durante o carregamento e o descarregamento de um ligamento entre dois limites de alongamento, as fibras elásticas permitem que o material retorne a sua forma e tamanho originais, depois de ser deformado. Enquanto isso, parte da energia gasta é armazenada, o que sobra representa a perda de energia durante o ciclo e é chamada de histerese. A área incluída pela curva representa a perda de energia (Figura 4) (NORDIN e FRANKEL, 2003).

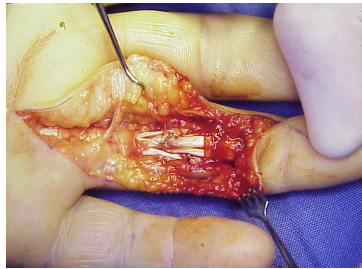


**Figura 4** – Histerese

**Fonte:** Adaptado de Nordin e Frankel (2003).

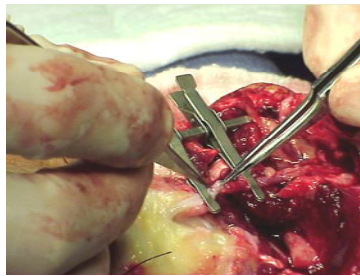
#### 2.1.4 Lesão, tenorrafias e cicatrização tendínea

A lesão dos tendões pode resultar de um insulto direto, como é observada comumente nos tendões das mãos e dos dedos que são lacerados através de objetos cortantes como facas, serras e outros instrumentos munidos de lâminas. A lesão tendinosa pode ser também indireta, resultando de cargas tensivas excessivas aplicadas à sua estrutura, acabando por ultrapassar a resistência final de algumas fibras ou da sua totalidade (Figura 5) (NORDIN e FRANKEL, 2003).



**Figura 5** - Lesão tendão flexor da mão

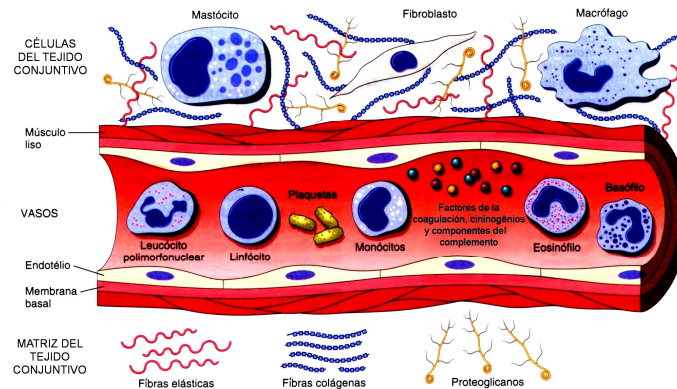
A sutura em tendões rompidos deve ser atraumática, resistente, deslizante, não estrangulante, de menor tempo cirúrgico para sua realização e de fácil aplicabilidade técnica, permitindo, por conseguinte, uma mobilidade ativa e passiva precoce, evitando aderências e facilitando a cicatrização (Figura 6). As suturas de 4, 6 e 8 passadas apresentam maior resistência não somente no afastamento dos cotos tendíneos suturados (2 a 3 mm), como também a ruptura, quando comparadas com técnicas que utilizam 2 passadas (SEVERO *et al.*, 2005).



**Figura 6** - Sutura tendínea

Frank (1996) delinea as três principais fases de cicatrização do ligamento: (1) sangramento e inflamação (1ª semana), (2) proliferação do material que servirá como ponte (3ª semana), (3) remodelagem da matriz (8ª semana). A primeira etapa, ou resposta inflamatória, as plaquetas do sangue promovem a coagulação, é depositado um coágulo de fibrina, os fatores de crescimento são liberados para promover a cascata inflamatória, os vasos

locais se dilatam, as células inflamatórias agudas se infiltram e entram em cena as células da cicatriz fibroblástica (Figura 7).

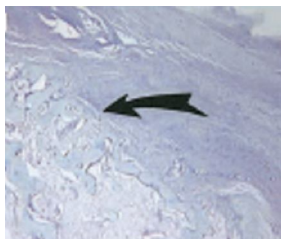


**Figura 7 -** Primeira etapa da cicatrização: resposta inflamatória

A segunda fase inclui a geração de uma matriz cicatricial, quando é produzida e acaba eventualmente sendo remodelada na fase três, porém não é um tecido com aspecto normal. As fibras colágenas da matriz são tipicamente de menor diâmetro e o alinhamento das fibras colágenas na cicatriz são mais casuais que no tendão normal.

A remodelagem da matriz constitui a terceira fase da cicatrização. Após a formação de uma ponte, a matriz cicatricial diminui de tamanho e se torna menos viscosa e mais densa e organizada. Com o passar do tempo, a cicatriz pode começar a ter um aspecto e a desempenhar uma função mais semelhante a um tendão sem lesão, porém nunca será igual ao tendão normal que não tivesse sido lesado.

Tanaka *et al.* (1995) mostrou em um modelo *in vitro*, através da aplicação de forças cíclicas em tendões flexores da mão, que a proliferação, migração, e orientação paralela de fibroblastos do epitendão aconteciam durante as 3 primeiras semanas, após a cirurgia (Figura 8). Exames por microscopia podem analisar o processo cicatricial do tendão em diferentes fases, podendo estabelecer o tamanho e a concentração de fibras de colágeno e o grau de orientação paralela ou longitudinal das fibras em relação às forças aplicadas na reabilitação.



**Figura 8** - Análise histológica

Takai *et al.* (1991) e Gelberman *et al.* (1980, 1981, e 1990) avaliaram o processo de cicatrização *in vivo* e *in vitro* de tendões flexores da mão, tendo demonstrado que a força tênsil, a capacidade de deslizamento e a cicatrização são melhores em tendões mobilizados do que imobilizados, onde as aderências foram maiores.

Boyer *et al.* (2001) notou que, após a Tenorrafia, o tendão flexor da mão permanece imaturo por 6 semanas e que altos níveis de força aplicada sobre a Tenorrafia não aceleravam o comportamento biológico e biomecânico do tendão no mesmo período.

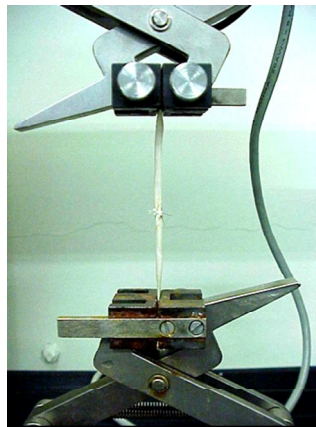
### **2.1.5 Mobilização Ativa e Passiva Precoce**

Em relação à realização de exercícios, durante o processo cicatricial, este pode acarretar uma maior síntese de colágeno nos tendões em crescimento (CURWIN, VAILAS e WOOD, 1988) e um maior número de fibroblastos no tendão (ZAMORA e MARINI, 1988).

A supressão das cargas exercidas por uma imobilização articular produz uma deterioração rápida nas propriedades bioquímicas e mecânicas dos tendões, devido em parte à atrofia, que acarreta uma perda global na força e na rigidez dos ligamentos (FRANK, 1996; BUTLER *et al.*, 1978). A imobilidade, ou o desuso, reduz os glicosaminoglicanos e o conteúdo hídrico dos tendões, aumenta a orientação não-uniforme das fibras de colágeno e faz aumentar as ligações cruzadas do colágeno (WOO *et al.*, 1975).

As taxas de síntese e degradação do colágeno aumentam com a imobilização, assim sendo, a relação do colágeno novo para o velho aumenta nos ligamentos imobilizados, ocorrendo reduções na massa colágena total (AMIEL *et al.*, 1982), assim como em sua resistência (NOYES *et al.*, 1974).

Severo *et al.* (2005), demonstrou a resistência das suturas de 2, 4, 6, 8 passadas em tendões flexores da mão de cadáveres humanos frescos (*in vitro*). Através de uma análise biomecânica (ensaios de tração) obteve um índice muito satisfatório em relação à resistência das suturas de 4 passadas (Cruciate, Kessler duplo, Indiana e Brasil), sendo que estas não apresentaram aspecto volumoso, possuíram menor grau de lesão da microcirculação, menor gasto de material, diminuindo o número de maus resultados que apresentam dificuldade cicatricial, aderências ou até rupturas pelo emprego da mobilização precoce (Figura 9).



**Figura 9** - Ensaios de tração

**Fonte:** Adaptado de Severo (2005).

Estudos como o de Strickland (1993, 1989) relatam que os conhecimentos atuais sobre a reabilitação das lesões dos tendões flexores dos dedos, indicam que a mobilização precoce é o recurso ideal para promover sua cicatrização, pois, além de impedir que ocorram as indesejáveis aderências, mantém a mobilidade das articulações adjacentes, prevenindo a rigidez articular, sempre de difícil resolução. Para que a mobilização precoce seja possível, é necessário que a sutura tendinosa seja resistente, não se rompendo, nem se afrouxando durante todo o período de cicatrização.

A MAP gera vantagens muito superiores comparadas à MPP, como um maior deslizamento e uma maior aplicação de tensão sobre o tecido tendíneo. A MAP promove uma maior nutrição, menor risco de adesão, melhor tensão tecidual, melhor capacidade de

cicatrização, maior ADM, e capacidade para alcançar mais rapidamente uma resistência adequada à tração (KUBOTA *et al*, 1996; STRICKLAND, 2000; TAKAI *et al*, 1991; SILFVERSKIOLD *et al*, 1993). Outros estudos clínicos com uso de MAP mostram resultados bons com baixas taxas de ruptura, graças às novas técnicas de sutura que vêm sendo desenvolvidas e aprimoradas para serem aplicadas de uma forma fácil e que possuam força adequada para permitir este tipo de mobilização (KUBOTA *et al*, 1998; McLARNEY *et al*, 1999; SHAIEB e SINGER, 1997; STRICKLAND, 1995).

## 2.2 TEMPERATURA CORPORAL

### 2.2.1 Princípios da Temperatura Corporal e Termoregulação

A pele é o maior órgão do corpo, exercendo, dentro de suas funções, a termoregulação. É necessária a regulação da temperatura corporal, pois através da retenção de calor as funções vitais são mantidas e, ocorrendo a perda pela pele, previne-se a geração excessiva de calor internamente que poderá originar febre, lesão no Sistema Nervoso Central (SNC) e morte. A constante variação entre a vasodilatação, que determina a perda de calor e a vasoconstrição, leva à manutenção do calor são reguladas, permanentemente, pelo Sistema Nervoso Autônomo (SNA) (CHRISTIANSEN, 1990).

As repostas termoregulatórias se dão através das informações da temperatura advindas do tecido cutâneo e termorreceptores internos (BACH *et al*, 2002). O hipotálamo é a estrutura que mede precisamente a temperatura e inicia um mecanismo de resposta, através do controle térmico. Duas regiões do hipotálamo se distinguem em suas funções, a pré-óptica é responsável pela perda de calor corporal, já a região posterior está relacionada com mecanismos de conservação de calor (CHRISTIANSEN, MUELLER, 1990).

As alterações metabólicas determinarão a regulação da temperatura corporal e de sua eferência na pele. A liberação da adrenalina realiza ativação das fibras eferentes simpáticas que controlam o diâmetro dos vasos sanguíneos, a secreção das glândulas sudoríparas e a ereção dos pêlos. O objetivo deste sistema é de realizar uma economia em relação à perda de calor e conseqüentemente a preservação de energia. Cita-se, como exemplo, a inatividade de um membro após lesão, imediatamente por ação reflexa, o SNS reduz o fluxo sanguíneo para

este, a resultante vasoconstrição então previne a radiação de calor desnecessária naquela extremidade, já que não existirá maior consumo energético (GUYTON e HALL, 1997).

Sobre a exposição às baixas ou altas temperaturas, a do interior do corpo permanece quase constante dentro de uma variação de no máximo 0,6°C, sob ação do aparelho termorregulador (BACH *et al*, 2002). Já a superfície do corpo, no entanto, está sujeita às variações da temperatura de acordo com as condições ambientais. Assim, em relação às variações da termodinâmica corporal, as transferências de calor do sangue com os tecidos superficiais, ocorrem de maior forma nos segmentos de circulação terminal (GRIGORESCU *et al*, 1996).

A variação da temperatura do ambiente, quando pequena, permite que a razão metabólica seja mínima para a manutenção de uma temperatura próxima do constante, não ocorrendo um consumo energético maior pela produção de calor ou pela perda excessiva de água, esta é denominada de zona neutra. Fora desta zona, existindo uma influência do ambiente externo, a temperatura corporal apresenta uma sutil variação, ocorrendo um aumento ou queda. O corpo desenvolve mecanismos compensatórios, liberando água ou suor, ou aumentando a produção metabólica e conseqüentemente gerando calor, prevenindo mudanças internas da temperatura corporal (BACH *et al*, 2002).

O corpo pode ser dividido em duas regiões: a térmica profunda e a térmica periférica. A profunda é formada pelos tecidos intracranianos, intratorácicos e intrabdominais. A periférica inclui a pele, o tecido subcutâneo e os membros, sendo esta a via de dissipação da energia térmica produzida no interior do corpo para a superfície, e por conseguinte, para o ambiente (LICHTENBELT *et al*, 2001).

Hooshmand (1993) relata que os nervos autonômicos seguem os trajetos das artérias e finalizam nos gânglios simpáticos existentes em níveis espinhais, gerando áreas denominadas de Termátomos ou territórios neurovasculares.

Segundo Brioschi *et al*. (2006), as mudanças de temperatura correspondem a alterações na circulação da camada dérmica e não muito abaixo dela, com profundidade de até 6 mm. Porém, estruturas mais profundas podem alterar a temperatura na superfície, através dos reflexos provocados pelos sistemas neurovegetativos somato-somáticos ou víscero-cutâneos, como por exemplo, ocasionados por uma disfunção miofascial de um músculo profundo.

Existindo uma lesão do SNS, observa-se uma distribuição térmica usualmente fora do padrão dos dermatômos relativos às raízes e nervos periféricos, há uma distribuição de acordo

com a inervação simpática daquele segmento e seu gânglio correspondente (HOOSHMAND, 1993).

A superfície cutânea possui uma simetria térmica fisiológica indicativa de normalidade. Uma vez detectada qualquer assimetria, existe a indicação de uma alteração no organismo. O aumento da temperatura indica uma maior circulação sanguínea local que pode surgir em decorrência de um processo de dor ou de um processo inflamatório, entre outras causas (HONÓRIO, 2004).

### **2.2.2 Princípios da transferência de calor corporal**

A temperatura corporal é fisiologicamente regulada por modificações do fluxo sanguíneo, da respiração, e por mecanismos de dissipação de calor para o ambiente externo como a evaporação, condução, convecção e irradiação (KURTZ, 1995).

Ganong (1998) relata que o corpo apresenta mecanismos termoregulatórios com capacidades de efetuar trocas de calor com o ambiente, evidenciando-se alterações térmicas na superfície da pele. Diferentes formas de transmissão e propagação da energia térmica gerada, internamente, se dão na superfície corporal com o meio externo. A condução permite a troca de calor entre regiões de diferentes temperaturas, fluindo de uma região de temperatura mais alta para outra, mais baixa. A convecção gera perda de calor, quando o contato se dá por fluidos e sólidos, quando existe o contato com superfícies aquecidas. E a irradiação é o mecanismo pelo qual o calor é transmitido de um corpo para outro determinado pelas diferenças de temperatura.

A evaporação representa a perda de calor induzida pela conversão de líquidos, como água e suor, em um estado gasoso, requerendo gasto energético para tal. Os locais, onde este processo se manifesta, ocorrem em toda a superfície corporal, principalmente no trato respiratório, envolvendo os pulmões e vias aéreas, onde significativas quantidades de água são transformadas em vapor e exaladas externamente (CHRISTIANSEN, 1990a; BACH *et al*, 2002).

Christiansen (1990a) cita que as transferências de fluxos de calor de um sólido ou fluido para outro acontecem através do processo de condução. O corpo humano perde calor por este método de forma mínima, em condições ambientais normais, representando uma perda de menos de 5%.

A troca de calor corporal por convecção ocorre entre a superfície da pele e o ar que se move sobre ela. Neste mecanismo, a pele aquecida transfere o calor para as correntes de ar, sendo considerado o maior mecanismo de transferência de calor do interior do corpo, pois é realizado através do fluxo sanguíneo. Menos de 15% do calor produzido pelo metabolismo é dissipado do corpo por este mecanismo (CHRISTIANSEN, 1990a; BACH *et al*, 2002).

A transferência de calor por irradiação se dá através da troca de energia eletromagnética entre o corpo e o ambiente, havendo uma dependência direta deste fluxo com a temperatura e a natureza das superfícies de troca (BACH *et al*, 2002). A energia térmica corporal, trazida à superfície pela corrente sanguínea, através da microcirculação, é convertida em eletromagnética, que é emitida pelo corpo na região do infravermelho. Este mecanismo possui grande importância em relação à perda de calor corporal, correspondendo a aproximadamente 60% do total de perda (GUYTON, HALL, 1997; BACH *et al*, 2002).

### **2.2.3 Histórico da mensuração da temperatura corporal**

A importância da avaliação da temperatura corporal e sua associação com doenças das mais variadas características já eram mencionadas em inúmeros manuscritos, ao longo da história da medicina. A seguir, será apresentada uma breve revisão de achados e registros históricos referentes à medição da temperatura corporal.

Relatos de 1.500 a.C. já traziam citações sobre febre e processo inflamatório. Próximo de 460 a.C., Hipócrates, no livro “*Prognósticos*”, mencionava a importância da avaliação da temperatura nas extremidades do corpo, face, lábios e ouvidos, e descrevia as manifestações febris, em diferentes formas: maligna, aguda e terçã (RING, 1994 *apud* Andrade Filho, 1999); (BERGMAN, 1985).

Todas estas observações iniciais das variações térmicas em enfermos eram realizadas através do toque manual. Aproximadamente em 1592, Galileu realizou as primeiras tentativas de mensurar a temperatura corpórea, por meio de um tubo de vidro, onde se observavam as dilatações dos líquidos contidos internamente, de acordo com as variações térmicas do meio de contato. Mais tarde, o mercúrio foi introduzido em um tubo de vidro por Boullian em 1659 (ANDRADE FILHO, 1999).

Em 1665, Huygens propõe a primeira escala de temperatura para o ponto de fusão e o ponto de ebulição da água. O cientista dinamarquês Roemar, em 1702, utilizou a escala proposta por Huygens, com um tubo de vidro fechado, e mais tarde, Gabriel Fahrenheit fixou o ponto de fusão do gelo em 32 graus e o ponto de ebulição da água, em 212 graus.

Anders Celsius, em 1742, propôs sua escala, sendo 100 graus para o ponto de fusão do gelo e zero para ebulição da água, além de descrever os quatro indicadores clínicos da inflamação local utilizados até a atualidade: calor, vermelhidão (eritema), dor e edema. Em 1750, Linnaeus inverteu esta escala, sendo zero grau o ponto de fusão do gelo e 100 graus para a ebulição da água, que permanece até hoje. Na mesma época, George Martine publicou um notável estudo sobre a temperatura normal do corpo humano (ANDRADE FILHO, 2001).

Em 1800, o inglês *Sir* William Hershell, astrônomo e músico, descobriu a radiação térmica do infravermelho, a partir de estudos das temperaturas das diferentes faixas espectrais da luz visível. Notou que abaixo do vermelho visível se encontra uma radiação com alto poder calorífico, a qual chamou de “calor escuro”. O seu filho, John F.W. Herschell, foi quem pela primeira vez realizou uma imagem termográfica reportando isto nos “*Proceeding of the Royal Society*” em 1840 (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

O maior avanço no uso do termômetro em medicina foi feito pelo médico alemão Carl Wunderli, que em 1868 publicou seu tratado “*Temperatura e Doenças*”, citando achados sobre a temperatura normal e anormal e relacionando-as às patologias. O instrumento por ele utilizado era bastante similar ao termômetro atual, com álcool colorido substituindo o mercúrio. Este foi confirmado por vários outros estudos médicos, mas o uso do termômetro médico moderno iniciou, efetivamente, no final do século XIX, quando foi adotado o padrão oral, como forma para mensuração da temperatura corporal (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

O método para se medir a temperatura através de imagem foi descrito já em 1877 por Lehmann, mas somente utilizado, na prática, quase um século mais tarde, com o desenvolvimento dos termógrafos de contato por cristal líquido (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

## 2.3 TERMOGRAFIA INFRAVERMELHA COMPUTADORIZADA

### 2.3.1 História da Termografia

Através do aperfeiçoamento dos filmes infravermelhos, foi introduzida a termografia na II Guerra Mundial, como instrumento com alta sensibilidade na formação de imagens térmicas abaixo do espectro visível, realizadas durante os vôos de aviões espiões que fotografavam os alvos inimigos, durante a noite, captando imagens térmicas, e usufruíam destas informações para a formação de estratégias. As forças terrestres alemãs também empregavam sensores de infravermelho, como recurso em combate direto no fronte.

Estabelecido o término da guerra, o médico canadense Ray Lawson, utilizou uma câmera fotográfica infravermelha em seus experimentos médicos. Em 1957, este observou que o câncer de mama ocasionava aumento da temperatura da pele, assim a área oncológica foi a pioneira no emprego deste equipamento, onde seus estudos apresentaram resultados bastante positivos (CHRISTANSEN e GEROW, 1990).

As primeiras câmeras de termografia utilizadas na medicina no Reino Unido em 1959 possuíam resolução de imagem precária e rudimentar. As imagens também foram obtidas através de equipamentos de uso militar, onde se avaliaram pacientes que apresentavam diferenciados graus de artrite, obtendo-se resultados satisfatórios. Logo após esta tecnologia foi deliberada para o uso da avaliação clínica em diversas áreas e outros segmentos que possuíam interesse (RING, 1998).

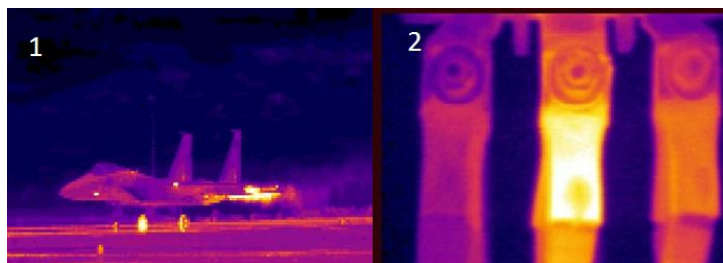
As primeiras conferências médicas envolvendo o uso da Termografia ocorreram na década de 60 do século passado. A primeira, nos Estados Unidos da América em 1964, na *New York Academy of Sciences*, e a segunda em Strasbourg na Alemanha em 1966, onde mais casos de artrite foram avaliados, sendo discutido o seu uso na avaliação dos efeitos de drogas anti-inflamatórias no tratamento desta patologia (RING, 1998).

Com maior interesse no emprego deste equipamento por outras áreas, outros dispositivos foram desenvolvidos, surgindo equipamentos derivados mais capacitados, os termovisores. Estes operavam pela comparação da cor do filamento de uma lâmpada incandescente com a cor de um alvo, sendo a temperatura lida de uma escala circular, que girava com o reostato que alimentava a lâmpada (CHRISTANSEN e GEROW, 1990).

Os monitores de imagens tipo osciloscópio da década de 60 e 70, de baixa resolução, forneciam somente informações de áreas de isoterma. A necessidade de quantificar a temperatura, por pixel de imagem, na avaliação de inflamação nas pesquisas com artrite em 1974, estimulou o desenvolvimento do processamento matemático para quantificar o que se observava. Um índice de inflamação foi então criado, através de um processamento matemático, utilizando áreas de isoterma em intervalos de 0,5 °C e dividindo-se pela área total de interesse. Este índice, criado por Ring e colaboradores em 1998, é ainda utilizado nos ensaios clínicos atuais (DIAKIDES, 2002).

Os equipamentos da década, descrita acima, ofereciam uma grande dificuldade técnica, possuíam resolução espacial baixa, um processamento lento e uma reprodução distorcida das imagens de acordo com a angulação da disposição câmera/objeto, além da inexistência de um sistema de calibração do corpo negro padronizado, assim, existiam inúmeras dificuldades na reprodutibilidade dos estudos. Então, entre os anos 80 e 90, surgiram câmeras de maior resolução e velocidade de processamento, permitindo até a aquisição de imagens dinâmicas (ANBAR, 1998).

Na Guerra do Iraque, as câmeras de Termografia Infravermelha Computadorizada foram novamente utilizadas, passando por maiores inovações e sofisticações. Cessando esta, transformaram-se em excelentes ferramentas a serem usadas na medicina, auxiliando como meio de diagnóstico de patologias, bem como na engenharia elétrica, mecânica e civil, identificando pontos hipotérmicos em segmentos ou componentes, prevenindo a ocorrência de falhas em sistemas elétricos, mecânicos e estruturais (ANBAR, 1998) (Figura 10).



**Figura 10** – 1. Termografia no uso militar; 2. E na engenharia elétrica.

**Fonte:** 1. Veratti, Veratti e Pugno (1997); 2. CEEE (2005)

### 2.3.2 Infravermelho

O infravermelho também é encontrado nas faixas do espectro de ondas eletromagnéticas que se iniciam no limite das frequências de comunicações, como em ondas de rádio e microondas, estendendo-se até o limite com a radiação da cor vermelha da luz visível (BEZERRA *et al.*, 2006).

O espectro eletromagnético na faixa do infravermelho fornece uma imagem térmica do objeto a ser analisado. Todos os corpos irradiam energia eletromagnética em forma de calor, diferenciando-se em suas intensidades, assim obtém-se a imagem por meio da decomposição cromática de todas as faixas de temperaturas irradiadas pelo objeto. Esta energia é irradiada em uma faixa de frequência (ou comprimento de onda) do espectro eletromagnético. O comprimento de onda do infravermelho situa-se entre 0,8 e 100  $\mu\text{m}$ , a luz visível entre 0,4 e 0,8  $\mu\text{m}$  e o ultravioleta entre 0,001 e 0,4  $\mu\text{m}$  (JONES, 1985). Estes raios, invisíveis a olho nu, indicam o grau de agitação molecular. O corpo humano brilha na faixa do infravermelho com intensidade de 120 W (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

A radiação térmica é a energia emitida continuamente por todo o corpo que se encontra a uma temperatura não-nula. O movimento de vibração das moléculas cessa em zero absoluto (0 Kelvin = - 273 °C), assim, qualquer temperatura acima de 0 K produz movimento molecular. A equação de Stefan-Boltzman, mostra que a quantidade de energia radiante emitida é proporcional à quarta potência da temperatura absoluta (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

$$E = \varepsilon\sigma T^4$$

Onde  $E$  é a potência emitida ( $\text{W}/\text{m}^2$ );  $\varepsilon$  é a emissividade;  $\sigma$  é a constante de proporcionalidade de Stefan-Boltzman:  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \text{ Wm}^{-2} \text{ K}^{-4}$ ;  $T$  é a temperatura absoluta (K) da superfície do objeto.

O fluxo de radiação emitido por um corpo real, a mesma temperatura, é sempre menor do que a emitância do corpo negro. A emissividade depende do tipo de material, de seu estado de degradação, da geometria superficial e de seu acabamento.

A radiação Infravermelha é uma radiação eletromagnética localizada na parte invisível do espectro eletromagnético com comprimentos de onda longos dados por:

$$\lambda = \frac{2,898 \cdot 10^{-3}}{T}$$

A equação descreve a relação entre o comprimento de onda  $\lambda$  (dado em metros) e a temperatura absoluta da radiação. Uma vez definido isto, torna-se facilitada a escolha da faixa espectral de abrangência do termógrafo, em função da temperatura medida.

Na faixa de emissão de radiação infravermelha de um corpo, existe um comprimento de onda, onde a emissão de energia é maior, ou seja, em temperaturas mais elevadas ocorre maior emissão de energia, com comprimentos de ondas menores (CHRISTIANSEN e GEROW, 1990).

### 2.3.3 Uso clínico da Termografia

A termografia utilizada na área clínica se caracteriza em ser um método de diagnóstico não invasivo, sem contato direto, sem emissão de radioatividade e com ausência de qualquer reprodução de desconforto para o paciente avaliado. Sua utilização tem importância em situações onde não se pode fazer uso de exames radiológicos, exames como eletroneuromiografia e ou exames laboratoriais, mesmo assim, seu uso possui valor de complementação de dados clínicos aos demais exames (CHRISTIANSEN; GEROW, 1990).

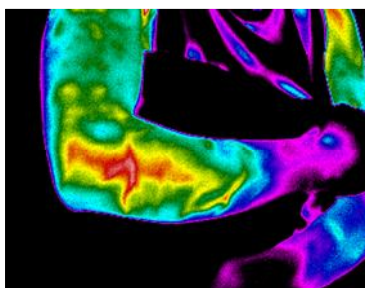
As câmeras que possuem a capacidade de detecção do infravermelho numa faixa espectral entre 7  $\mu\text{m}$  e 12  $\mu\text{m}$  são as mais utilizadas para avaliação clínica, pois nesta faixa se inclui o intervalo de comprimento de onda emitido pela pele humana, que é de cerca de 9,4  $\mu\text{m}$  (CHRISTIANSEN; GEROW, 1990).

Os sucessivos erros cometidos na interpretação das imagens obtidas pela termografia de contato, nas décadas passadas, e a falta de estudos controlados definindo critérios de sensibilidade e especificidade do método para diagnósticos de patologias específicas, certamente, contribuíram para este descrédito (BRUEHL *et al*, 1996; ANBAR, 1998; KASTERBERGER; STACHL, 2003).

Nas últimas décadas, são colocados em voga os estudos científicos por este método para uso clínico, motivado pela alta tecnologia das câmeras computadorizadas de infravermelho e do desenvolvimento de softwares, que permitem análises de imagens estáticas (termografia

estática) ou seqüenciais (termografia dinâmica), com processamentos matemáticos das imagens, através da subtração de pontos específicos das imagens por variações de temperatura (FUJIMASA, 1998; CHINZEI; SAITO, 2000; OHASHI, UCHIDA, 2000).

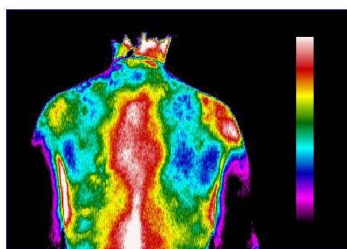
As imagens térmicas anormais ocorrem em conjunto com disfunções vasomotoras, oferecendo condições de avaliar alterações patológicas em músculos, tendões, ligamentos, cápsulas articulares, articulações, pele e tecido subcutâneo e órgãos (FARRIS, 1990) (Figura 11).



**Figura 11** – Evidência de epicondilite lateral do cotovelo pela Termografia

**Fonte:** <<http://www.meditherm.com.br>> (acesso em: 10/03/2009)

A comparação bilateral dos hemicorpos se deve pela perda calórica dos músculos, vasos sanguíneos, sistema nervoso e pele, que ocorrem simetricamente pelo reflexo da homeostase fisiológica (UEMATSU, 1998) (Figura 12). A Termografia capta imagens de mudanças fisiológicas, como da circulação sanguínea e da temperatura, resultantes de patologias, fornecendo informações complementares para a maioria dos testes diagnósticos convencionais (CHRISTIANSEN, 1990b).



**Figura 12** - Comparação bilateral das temperaturas na região dorsal do corpo.

**Fonte:** <<http://www.meditherm.com.br>> (acesso em: 10/03/2009)

Segundo Brioschi *et al.* (2003), existe um grande número de patologias que produzem alterações vasculares, e conseqüentemente, modificam a temperatura local e as proximidades da área. Ver-se-á a seguir uma série de patologias por área da medicina, onde a realização do diagnóstico clínico se complementa ao diagnóstico do exame da Termografia Infravermelha Computadorizada.

### 2.3.3.1 Patologias de origem Ortopédica

Na área da Ortopedia, existe um grupo de patologias associadas, com hipertermia local por inflamação das articulações, como a artrite reumatóide, osteoartrite e bursite, provocada por irritação mecânica de ossos e tecidos moles (RING, 1998; RUSCH *et al.*, 2000). Nas patologias articulares, a termografia possui a capacidade de distinguir quadros de inflamações agudas e crônicas, pelas diferenças entre as temperaturas (VARJÚ *et al.*, 2004).

Os tecidos moles, que envolvem as articulações acometidas, também manifestam alterações vasculares e, conseqüentemente, de temperaturas. Vários autores perceberam áreas com diminuição da temperatura em músculos relacionadas à atrofia muscular ou por alterações do controle do Sistema Nervoso Simpático (SNS) (MABUCHI *et al.*, 1998). Nas tendinites, as imagens demonstram uma tendência de continuidade de sinal hipertérmico sobre o tendão acometido (TCHOU *et al.*, 1992; ANDRADE FILHO, 1999; BRIOSCHI *et al.*, 2003).

Em relação à Síndrome de Dor Complexa Regional (SDCR), sugere-se a Termografia como o exame mais indicado para o seu diagnóstico. Observa-se, através desta, um aumento de temperatura na extremidade afetada em uma fase inicial, evoluindo para uma diminuição progressiva em fases tardias. Ainda, manifestações flutuantes da temperatura podem ser averiguadas, atribuídas às modificações da intensidade da dor, devido às respostas ativas do SNS (WEISS, 1994; HARWAY, 1997).

A termografia é considerada como um sensível teste fisiológico para irritações nervosas sensitivas. Comparando-a com a tomografia computadorizada de coluna lombosacra e mielografia em sujeitos, com suspeita clínica de hérnia discal confirmada, em acesso cirúrgico, em um grupo de 30 pacientes a termografia prévia foi positiva em 71% dos casos em comparação com 88% de miolegrafias positivas. A hipótese dos autores foi de que a

termografia captava calor produzido pela hiperatividade muscular ocasionada por um espasmo localizado nos músculos eretores da espinha, secundário à irritação da raiz nervosa correspondente (ALBERNATY; UEMATSU, 1986).

Meek, apud Perelman (1983), ao correlacionar sensibilidade e especificidade da tomografia computadorizada na hérnia discal, comenta que a termografia é um teste fisiológico e funcional, já a tomografia possui melhor capacidade de reprodução anatômica. Encontrou-se maior sensibilidade na tomografia e 100% de correlação com a termografia computadorizada, quando esta se mostrava positiva.

A aplicação da termografia, associada à algometria de pressão na avaliação de *trigger points* ou de pontos gatilhos miofasciais, possui grande valor para a ortopedia. Os autores definem que um *trigger point* corresponde a um *hot spot* (zona quente) de 0,5 °C a 1,0 °C a mais, comparada à temperatura do lado oposto, correspondente ou da área circundante, geralmente, encontrada com um formato discóide com 5 mm a 10 mm de diâmetro. Os autores encontraram boa correlação entre os *hot spots* e confirmação de *trigger points* ativos pela algometria de pressão, em 91% dos sujeitos (HONÓRIO, 2004).

Fisher (1986) concluiu que a termografia é eficaz na detecção de *trigger points*, mas a quantificação necessária para classificá-los como ativos ou latentes necessita a complementação, através da algometria de pressão. Também comenta que a termografia faz o diagnóstico diferencial do ponto gatilho com o espasmo muscular, onde o último se apresenta à termografia como uma área difusa com maior calor, porém sem formato discóide.

### **2.3.3.2 Patologias de origem Vascular**

As informações fornecidas pela termografia infravermelha computadorizada são valiosas no diagnóstico das insuficiências vasculares periféricas causadas por patologias diversas, como arteriosclerose, doenças colagenosas, Lúpus Eritematoso Sistêmico, síndrome de Raynaud e outras (BRIOSCHI *et al.*, 2003).

Pela sua praticidade em relação a sua aplicação, é utilizada em pacientes acamados ou em pós-operatórios. (HOOSCHMAND, *ibidem*).

A termografia se mostrou altamente sensível comparada à flebografia, em áreas de hipertermia, localizadas nos membros inferiores, evidenciando-se a insuficiência do sistema venoso perfurante (BRIOSCHI *et al*, 2003).

Pode ainda diagnosticar patologias vasculares como a trombose venosa profunda, observando-se uma área hipertérmica difusa sobre o local de circulação colateral (HOOSCHMAND, *ibidem*).

Estudos sobre efeitos de drogas, exacerbando ou inibindo alterações vasculares em extremidades, também já foram realizados com sucesso (RING, 1998).

A análise do perfil térmico, que se encontra alterado pela *Diabetes Melitus*, é demonstrada em estudos onde a sua aplicabilidade pode auxiliar na delimitação do nível de amputação de membros isquêmicos (RING, 1998).

Ainda pode ser utilizada no intra-operatório de cirurgias cardíacas e vasculares de membros, avaliando-se a eficácia da perfusão de enxertos venosos bem como a revascularização do tecido ou órgão em questão, confirmando o sucesso do processo cirúrgico, imediatamente, ao seu término (BRIOSCHI, 2003).

### **2.3.3.3 Patologias de origem Endocrinológica**

Os nódulos na tireóide se mostram inativos ao exame de medicina nuclear, podendo ser identificados através do uso da termografia (RING, 1998).

### **2.3.3.4 Patologias de origem Reumática**

De acordo com Ring (1998), existem critérios bem definidos para uso da termografia em estudos da inflamação e sua resposta ao uso de terapia antiinflamatória, no tratamento de doenças reumáticas.

Também adquiriu importância no diagnóstico de distúrbios circulatórios periféricos relacionados às patologias do tecido conjuntivo, como o fenômeno de Raynaud, distúrbios do SNS, lesões do sistema músculo-esquelético, em geral, e síndromes dolorosas (CHERKAS; CARTE; SPECTOR *et al*, 2003).

### 2.3.3.5 Patologias de origem Oncológica

Os tumores necessitam de um fluxo constante de nutrientes para se desenvolverem, para este fim, suas células produzem substâncias responsáveis pela angiogênese ao redor do tumor. Estes novos vasos elevam o fluxo de sangue naquela região, causando assim um aumento da temperatura no local. Em tumores de mama, esse aumento da temperatura local pode ser observado sobre sua superfície através da termografia (Figura 13).



**Figura 13** - Análise Termográfica da mama

**Fonte:** <<http://www.meditherm.com.br>> (acesso em: 10/03/2009)

Diakides (2000) comentou as vantagens do acréscimo da termografia à mamografia em triagens para câncer de mama, com aumento de 10% da sensibilidade diagnóstica. Ainda citou um estudo com 728 pacientes com câncer de mama e grupo controle com 100 sujeitos onde a termografia dinâmica aumentou em 28% a sensibilidade diagnóstica, quando comparada à termografia estática, chegando a 82% de sensibilidade neste método isolado.

### 2.3.3.6 Patologias de origem Neurológica

Áreas sensitivas e motoras de nervos do membro superior, como o radial e ulnar, podem se encontrar funcionalmente afetadas pela interrupção de seu suprimento vascular,

ocorrendo alterações térmicas como consequência, associadas às alterações clínicas de origem neurológica (HOOSCHMAND, 1993).

Alterações vasomotoras antecedem outros sinais na compressão do nervo mediano no túnel do carpo, tendo-se o diagnóstico positivo, quando houver hipertermia no dorso e palma da mão, nos três primeiros dedos e na área tenar. Existindo mais de 25% da área medida, através da termografia, sobre a região do dorso e palma da mão, mostrando um aumento de temperatura de 1 °C, quando comparado com o lado assintomático, configura-se o diagnóstico da Síndrome do Túnel do Carpo (TCHOU *et al.*, 1992).

A neuropatia diabética periférica pode ser avaliada pela termografia, observando-se regiões de hipotermia e “amputações térmicas”, em forma de “luva e bota”, nas mãos e pés, relacionadas à microangiopatia autonômica simpática, bem como lesões de tecido subcutâneo, em uma área distal dos membros, com evidências de aumento da temperatura local relacionada a uma possível formação de úlceras (BRIOSCHI *et al.*, 2003; FUJIWARA; INUKAI; TAKEMURA, 2000)

No diagnóstico de radiculopatias cervicais e lombosacras, a termografia pode ser mais sensível do que a eletroneuromiografia. Em casos com achados clínicos objetivos a eletroneuromiografia foi positiva em 86%, enquanto a termografia foi em 92% dos casos (ALBERNATY; UEMATSU, 1986).

Uematsu (1998), realizou um estudo com 32 pacientes saudáveis (grupo 1) e 30 pacientes com problemas em nervos periféricos (grupo 2). Os resultados demonstraram uma eficácia por parte da avaliação termográfica, pois na comparação entre os grupos, o grupo 2 apresentava, aproximadamente, 2°C a mais.

### 3 METODOLOGIA

#### 3.1 CARACTERÍSTICA DA PESQUISA

Foi realizada de forma experimental, que se caracteriza por manipular diretamente as variáveis relacionadas com o objeto de estudo. Neste tipo, a manipulação das variáveis proporciona o estudo da relação entre as causas e efeitos de um determinado fenômeno. Interfere-se diretamente na realidade, manipulando-se a variável independente, a fim de observar o que acontece com a dependente (CERVO e BERVIAN, 2004).

Foi desenvolvida no Laboratório de Cirurgia Experimental e Biomecânica do IOT – Instituto de Ortopedia e Traumatologia de Passo Fundo / RS.

#### 3.2 PARTICIPANTES DO ESTUDO

Constituíram amostra do estudo, 36 animais (Espécie: *Oryctolagus cuniculus*; Nome Vulgar: Coelho; Classe: Mamífero; Raça: New Zeland). Os coelhos apresentavam peso semelhante (2 a 3 kg), eram adultos (a partir de 8 ½ meses) e de ambos os sexos, escolhidos em virtude da semelhança das características e propriedades do tecido tendíneo destes com o tendão flexor da mão humana.

Foram aleatoriamente alocados em 3 grupos de 12 indivíduos, que receberam as 3 diferentes técnicas de tenorrafias a serem avaliadas: (1) Brasil, (2) Indiana e (3) Tsai (Tabela 1).

O fornecedor destes animais contempla as necessidades e cuidados adequados em relação à criação e à saúde dos animais, apresentando licença para tal.

**Tabela 1** - Distribuição dos grupos.

<b>Grupos</b>	<b>Tipo de Tenorrafia</b>	<b>Número de coelhos / 15 dias Pós-operatório</b>	<b>Número de coelhos / 30 dias Pós-operatório</b>	<b>Número TOTAL de coelhos por grupo</b>
<b>1</b>	Brasil – 4 passadas	6	6	12
<b>2</b>	Indiana – 4 passadas	6	6	12
<b>3</b>	Tsai – 6 passadas	6	6	12

### 3.3 INSTRUMENTOS DE MEDIDA

Para a realização deste estudo, foram utilizados os seguintes instrumentos: uma câmera Termográfica Infravermelha Computadorizada Elettrophysics® PV320A, com o software Velocity versão 2.0; um Microscópio Óptico Leica® - DMLS; uma balança digital de precisão JB® - modelo 33; um termohigrômetro MT ® - 241 (2 canais); uma ficha de aquisição dos dados;

#### 3.3.1. Sistema de Termografia Infravermelha Computadorizada

O estudo utilizou uma câmera Termográfica Infravermelha Computadorizada Elettrophysics® PV320A, com uma frequência de aquisição máxima de NTSC 60 Hz (Figura 14). O equipamento apresenta sensibilidade térmica de 0.08°C, com índice de incerteza de 2%. O software utilizado foi o Velocity versão 2.0 (fornecido pelo fabricante da câmera). A câmera usada detecta a radiação em comprimento médio de onda de 7 a 14  $\mu\text{m}$ , da região do espectro.

**Figura 14** - Câmera Termográfica Elettrophysics® PV320A

### 3.3.2. Sistema de Microscopia Óptica

Foi utilizado um microscópio da marca Leica®-DMLS, produzido na Alemanha, de 40x, 100x, 200x, e 400x de magnificação, para avaliação da histologia dos tendões (Figura 15). Esse sistema possui a capacidade de aumento de comprimento de 10 mm para um aumento de uma vez, num retículo de área conhecida e padronizada de 0,5 mm de comprimento por 0,5 mm de largura, acoplado à ocular como referência, para a realização da análise qualitativa das fibras de colágeno do tendão. Essa análise foi realizada sob luz polarizada e, para tanto, se utilizou uma lente de polarização.

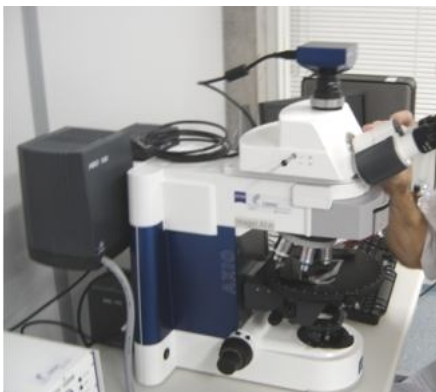


Figura 15 - Microscópio Leica®- DMLS

### 3.3.3 Balança Digital de Precisão

Utilizou-se uma balança digital de precisão para a mensuração da massa corporal dos coelhos, da marca JB®, modelo 33, com divisão de 100g (Figura 16).



Figura 16 - Balança de precisão

### 3.3.4 Termohigrômetro MT®-241 (2 canais)

Termohigrômetro digital portátil, com medida de temperatura interna e externa, 3 leituras simultâneas, indicação de horas, registro de máximo e mínimo e precisão básica de 1°C 5% RH. Realiza medidas de temperatura interna (ambiente em que se encontra o instrumento) de 0°C a 50°C, temperatura externa (sensor com cabo de extensão) de -50°C a 70°C e umidade relativa interna de 20% a 90%. Este equipamento permitiu a verificação dos valores da temperatura ambiente e da umidade do ar (Figura 17).



Figura 17 - Termohigrômetro

### 3.3.5 Ficha de Aquisição dos Dados

Este instrumento, criado pelo pesquisador deste estudo, permitiu identificar os sujeitos da amostra, registrar a sua evolução clínica e armazenar alguns dados relevantes (APÊNDICE A).

## 3.4 PROCEDIMENTOS DE PESQUISA

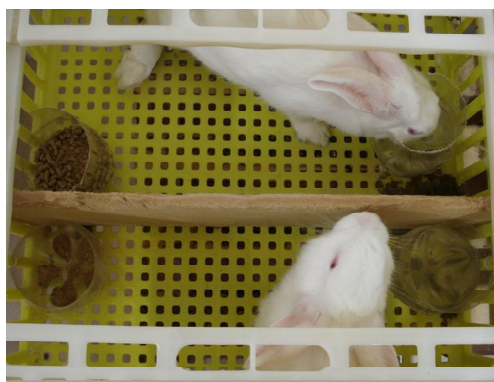
### 3.4.1 Estudo Piloto:

Após a aprovação do Comitê de Ética de Pesquisa com Animais (CETEA) do CAV/UEDESC, protocolo: nº 1.01.09 (ANEXO A), foram realizados os seguintes procedimentos preliminares:

- Estudo Piloto - aquisição e análise dos dados
- Preparação do ambiente laboratorial
- Preparação da amostra

O estudo piloto foi realizado com 4 coelhos que passaram pelo procedimento de tenorrafia (Grupo 1: 2 coelhos submetidos à sutura Brasil 4–passadas; Grupo 2: 2 coelhos submetidos à sutura Tsai 6–passadas) e pela MAP, durante 4 semanas, realizando-se a análise termográfica no 15º e 30º dia. Testou-se a repetibilidade em momentos distintos e diferentes ajustes da emissividade em várias aquisições, não observando uma variação significativa da temperatura máxima ( $< 0,01$  °C). As medições das temperaturas máximas (TMT, TMV, e TMC) realizadas no 15º e 30º dia mostraram diferenças significativas ( $> 0,5$  °C), entre as áreas e os períodos, motivando o prosseguimento do estudo. A aplicação do estudo piloto permitiu um manuseio efetivo perante as cobaias e os instrumentos para as futuras coletas dos dados (disposição e distância câmera/animal, posicionamento do animal e incidência do foco sobre a área a ser analisada), a verificação da necessidade da realização de uma única aquisição do termograma e o ajuste da emissividade em 0,98, valor compatível com a aquisição da temperatura da pele humana, desde que se faça uma tricotomia total, sobre a área em questão.

Em relação à preparação do ambiente laboratorial, este foi dividido em duas áreas. Uma maior, para a acomodação de 12 gaiolas de confinamento (80x60x60 cm<sup>2</sup>), e na outra, criou-se um ambiente estéril destinado à realização dos procedimentos cirúrgicos (Figura 18).



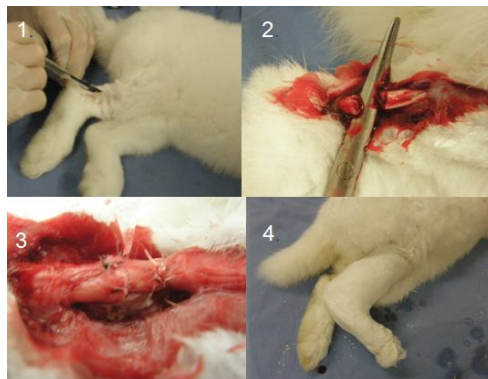
**Figura 18** - Gaiola de confinamento

A preparação da amostra consistiu, primeiramente, na divisão dos grupos, onde os coelhos receberam uma pulseira de identificação, junto à pata traseira esquerda e em sua gaiola de confinamento. As acomodações eram confortáveis, com fonte de luminosidade natural, livres de perturbações, higienizadas diariamente. Os animais receberam elementos nutricionais do tipo ração balanceada peletizada de 70 a 90 g/dia, e água (*ad libitum*).

### **3.4.2 Delineamento da Pesquisa**

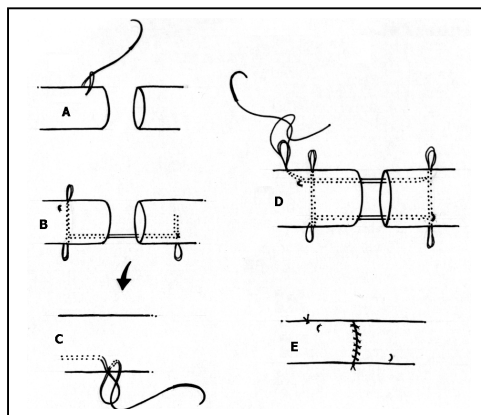
Concluída a primeira etapa, realizou-se o procedimento da Tenorrafia do Tendão Flexor da Pata (Aquiles) - traseira direita, realizada por um Cirurgião e Microcirurgião de Mão do IOT. Todos os procedimentos foram realizados de maneira estéril. Primeiramente, os coelhos receberam anestesia com injeção intramuscular de Cloridrato de Cetamina 50 mg/ml – 3 ml (sedação e analgesia) e complementação local, com Cloridrato de Lidocaína 2% - 5 ml, sem vasoconstritor. O procedimento cirúrgico se iniciou através de uma incisão longitudinal na zona tibial e posterior do tubérculo e estendida de forma proximal. O retináculo dos flexores e

o túnel osteofibroso foram abertos, longitudinalmente, expondo o Tendão Flexor da Pata. Neste momento, o tendão foi seccionado, totalmente, no sentido transversal e reparado imediatamente com diferentes tipos de sutura, de acordo com o grupo (G1 = sutura Brasil - 4 passadas, G2 = Indiana – 4 passadas, G3 = Tsai- 6 passadas) (Figura 19).



**Figura 19** - Procedimento cirúrgico: 1. Incisão na pata traseira direita, 2. Tendão flexor da pata traseira seccionado, 3. Realização do reparo tendinoso, 4. Imobilização com gesso

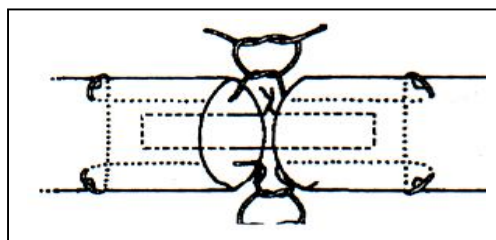
Na sutura Brasil (4 - passadas) o fio utilizado é duplo com uma só agulha. Inicia-se dando um nó a 1cm do local da secção (A). A agulha é cruzada, transversalmente, para o mesmo lado do tendão, sai e volta, cruzando, perpendicularmente, abaixo do fio anterior, saindo no outro lado, a 1cm da região da secção (B). A agulha sai e é realizado um segundo nó (C). Perpendicularmente, a agulha sai no outro lado, e da mesma maneira volta por baixo do fio cruzado, anteriormente, corre paralelamente ao tendão e passa a 1cm da secção. A agulha sai e volta ao tendão, fazendo uma volta, sem apertá-la (D). Um dos fios é cortado e a agulha é passada por baixo da volta dada, encerrando com um nó (E). Periféricamente, é realizada uma sutura simples (SEVERO et al, 2005) (Figura 20).



**Figura 20** - Técnica sutura Brasil

**Fonte:** Adaptado de Severo (2005)

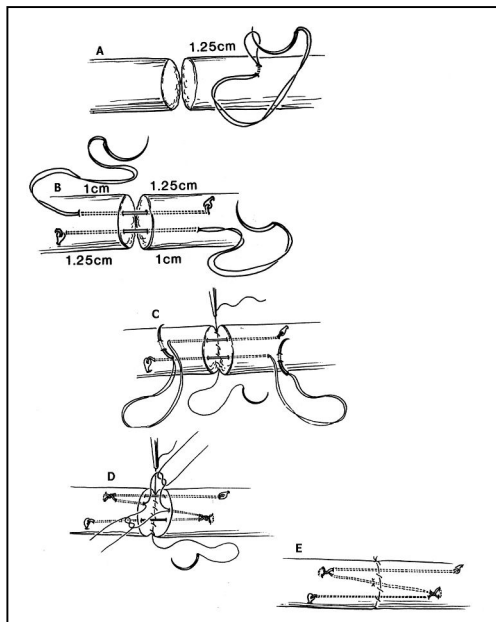
Na realização da sutura de Indiana (4 - passadas): a agulha inicia na região da secção, corre 1,25 cm, paralelamente, ao tendão, sai e retorna dando uma volta em si, transversalmente, cruza para o outro lado, saindo e voltando ao tendão, novamente, dá uma volta em si e retorna pelo tendão até o local da secção. Outra agulha corre 1,25cm paralelamente ao outro coto do tendão, em um processo que é realizado da mesma maneira, então os dois nós são efetuados. Outro fio é passado no centro, iniciando na região da secção, correndo até 1cm do outro lado, de onde sai e retorna ao tendão. A agulha é passada novamente de volta, saindo a 1cm além do local da secção, sai e retorna ao tendão, correndo até o local da secção, onde o nó é realizado. Periféricamente, uma sutura simples é realizada (STRICKLAND, 1985) (Figura 21).



**Figura 21** - Técnica sutura Indiana

**Fonte:** Adaptado de Severo (2005)

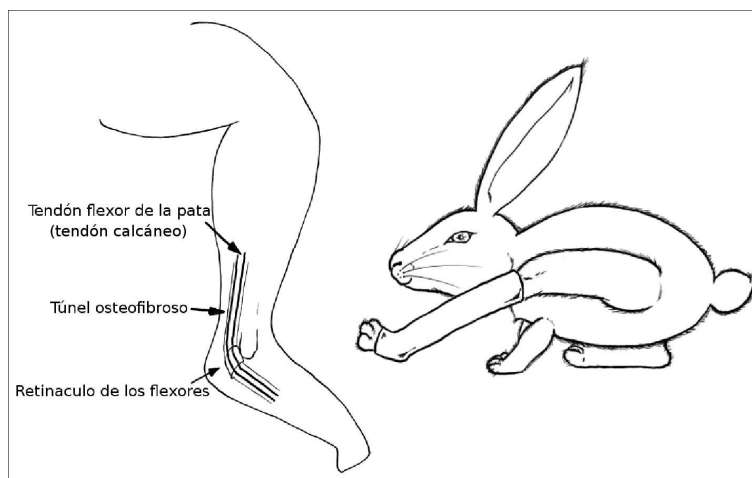
Para a realização da sutura de Tsai (6 - passadas), o fio utilizado é duplo com uma só agulha. Dois fios são necessários para realizá-la. Inicia-se dando um primeiro nó a 1,25cm da região da secção (A). O fio é passado para o outro coto até 1cm da secção. Da mesma maneira, no outro lado, um nó é dado a 1,25cm da secção e o fio é passado para o outro coto do tendão até 1cm (B). As duas agulhas de cada lado retornam ao centro, onde o nó final é dado, completando seis passadas (C e D). Periféricamente, é realizada uma sutura simples (E) (LIM e TSAI, 1996) (Figura 22).



**Figura 22 - Técnica sutura Tsai**

**Fonte:** Adaptado de Severo (2005)

Realizada a sutura em questão, foi aplicada uma sutura epitendínea, e então se confeccionou uma imobilização com gesso, mantendo o membro operado, com flexão de 90° do tornozelo, prevenindo sobrecarga da área (Figura 23).



**Figura 23** - Anatomia do coelho com imobilização da pata traseira

A marcha dentro da gaiola de confinamento foi convencionada para este estudo como uma mobilização ativa precoce – MAP, por ser um movimento ativo e fisiológico dos sujeitos.

Após a avaliação inicial do animal em relação a sua movimentação na gaiola e a verificação de um possível comportamento doloroso, no pós-cirúrgico, este podia ser minimizado com administração de analgésicos, como Cloridrato de Tramadol 1 mg/Kg. Manteve-se uma avaliação constante sobre estes cuidados, evitando-se o estresse e o sofrimento, durante a aplicação do estudo (Figura 24).



**Figura 24** - Coelho alimentando-se após 2 h do procedimento.

### 3.4.3 Coleta dos dados

A coleta dos dados foi realizada no 15° e 30° dia, após a data da tenorrafia.

Previamente, se certificou em relação ao ambiente:

- que a temperatura ambiente estava constante na faixa de  $23^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ , controlada através de 2 aparelhos de climatização, marca LG, modelo: Hi Wall TS-C092 JB, 9.000 BTUS, (NBR 10455);
- que a umidade do ar permaneceu em  $50\% \pm 5\%$ , controlada através de 2 climatizadores da marca LG, modelo: Hi Wall TS-C092 JB, 9.000 BTUS, (NBR 10455);
- que se manteve um isolamento das fontes externas de calor (janelas e portas abertas);
- que houve uma baixa fonte de luminosidade, na área da aquisição dos termogramas;

Selecionou-se o coelho a ser estudado, mantendo-o calmo, retirou-se a tala imobilizadora e realizou-se uma tricotomia total, em seus dois membros traseiros, expondo-se a pele. Em seguida, este foi levado para a área de aquisição do termograma, que consistiu numa medição estática e imóvel do animal, com uma duração máxima de 10 segundos. Previamente, realizou-se a calibração da câmera termográfica com um ajuste de emissividade em 0,98, compatível para aquisição de imagens sobre a pele humana. O coelho permaneceu posicionado, verticalmente, com seu dorso virado para a câmera, seguro pelas orelhas por um auxiliar-técnico. A distância câmera/animal era de 1,2 m, posicionada sobre um tripé mantendo um foco perpendicular em direção as patas traseiras. A altura em que o coelho era posicionado foi definida pela posição da câmera sobre o tripé, a 1,0 m do solo, e então se realizava o enquadramento da imagem do dorso e membros traseiros do animal. (Figura 25).

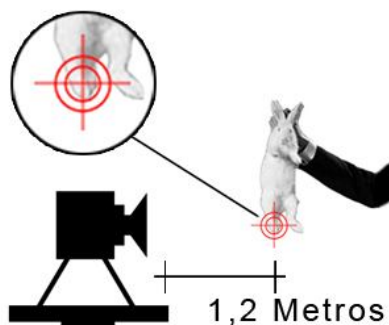


Figura 25 - Aquisição do termograma

Os dados foram armazenados temporariamente na câmera e transferidos para um notebook, onde foram processados pelo software.

Em seguida, realizou-se a eutanásia no animal. Os procedimentos de Eutanásia realizados estavam em conformidade com a resolução 714 do Conselho Regional de Medicina Veterinária/SC. Após a sedação e hipnose com Midazolam 15 mg (IM), foi aplicado Halotano (inalação), resultando em parada cardiorrespiratória e óbito.

Após a eutanásia, partiu-se para a retirada do material biológico (1 cm acima da tenorrafia para ambos os lados), para ser encaminhado à análise histológica. Os tendões não ultrapassaram um tempo de evolução *post mortem* de 36 horas, período em que estes foram mantidos em câmara frigorífica a 4°C. Depois foram imediatamente mergulhados em solução de formol tamponado a 10%, em frascos individuais identificados e mantidos em posição horizontal para evitar eventual retração. Após um período mínimo de 24 horas, foram cortados e encaminhados para inclusão em parafina, corte micrométrico de 5 $\mu$ , no sentido longitudinal, para coloração e elaboração final das lâminas a serem estudadas (PLAPLER *et al.*, 2001). As lâminas foram visualizadas com 40x, 100x e 200x de aumento e coradas com duas preparações: 1) tricoma de Gomori, que visualiza as fibras colágenas de verde e os fibroblastos, de vermelho, com núcleos negros e azuis; 2) hematoxilina-eosina (HE), para observar melhor os núcleos e os citoplasmas.

### 3.5 PROCESSAMENTO, ARMAZENAMENTO E TRATAMENTO DOS DADOS

Posteriormente à aquisição dos termogramas no local da tenorrafia, na área vizinha e no membro contralateral, as imagens foram armazenadas e digitalizadas no software Velocity versão 2.0. Após seleção dos espectros de cor, que permitissem a visualização clara nas regiões específicas, aferiu-se a temperatura máxima sobre os 3 locais.

A análise estatística dos dados foi realizada com o programa SPSS para Windows 2007, versão 15.0. As variáveis contínuas foram descritas como média  $\pm$  desvio padrão. A associação entre as temperaturas nos aferidas nos diferentes locais foi avaliada através do teste *t* para variáveis pareadas. As frequências das características histológicas foram

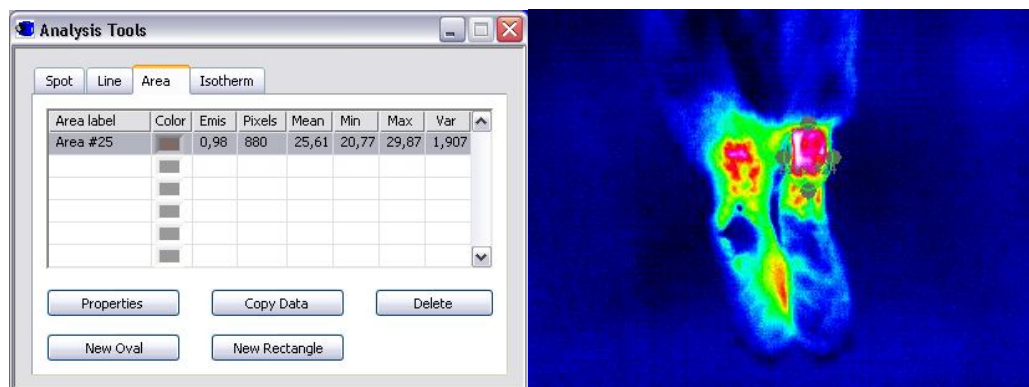
comparadas entre os grupos através do teste qui-quadrado de Pearson. A associação entre as medidas de temperatura e a técnica de tenorrafia e entre as medidas de temperatura e o tempo decorrido após a tenorrafia, foram avaliadas, de forma univariável, através de análise de variância (ANOVA). O efeito da técnica da sutura, do tempo após aplicação da mesma e da interação entre eles, ajustado para temperatura máxima do membro contralateral foi avaliado, de forma multivariável, através de análise de covariância (ANCOVA), considerando sutura, tempo e interação entre eles, como efeitos fixos e a temperatura do membro contralateral como covariável. A TMT ajustada para TMC foi apresentada como média±erro padrão. Foram considerados como significativos testes associados a valores de  $p \leq 0,05$ .

## 4 APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Neste capítulo serão apresentados os dados do estudo vigente e sua discussão, realizando comparações dos resultados encontrados com os apresentados na literatura. Assim, serão apresentados dados referentes à análise termográfica, através dos seguintes itens: descrição das temperaturas - TMT, TMV e TMC; identificação dos pontos de maior temperatura, em cada período analisado; comportamento térmico da tenorrafia em relação à temperatura controle; e dados apresentados com referência à análise histológica: caracterização das fibras de colágeno, de acordo com a técnica cirúrgica; caracterização das fibras de colágeno, de acordo com o período cicatricial.

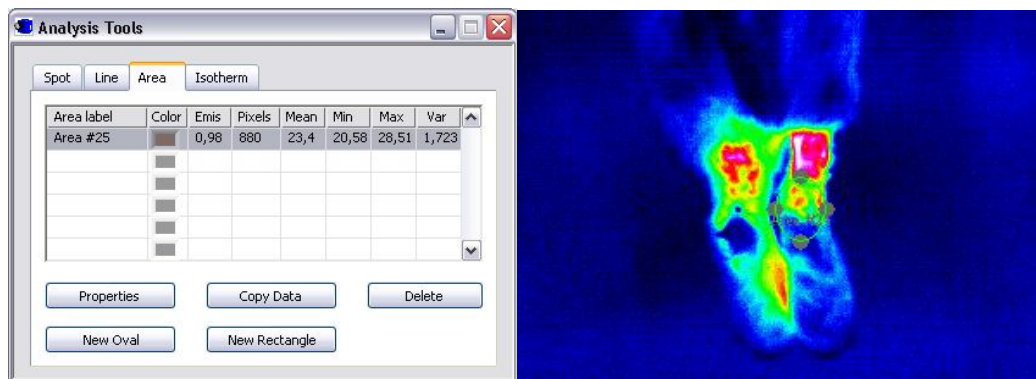
### 4.1 DESCRIÇÃO DOS TERMOGRAMAS

Depois de selecionado no software o espectro de cor, que permitisse a melhor visualização das temperaturas máximas das regiões analisadas nos termogramas, notou-se em todos os coelhos uma característica hipertérmica sobre a área da tenorrafia, representada pela cor branca (sinal de maior temperatura), mesclando-se com tons avermelhados (Figura 26).



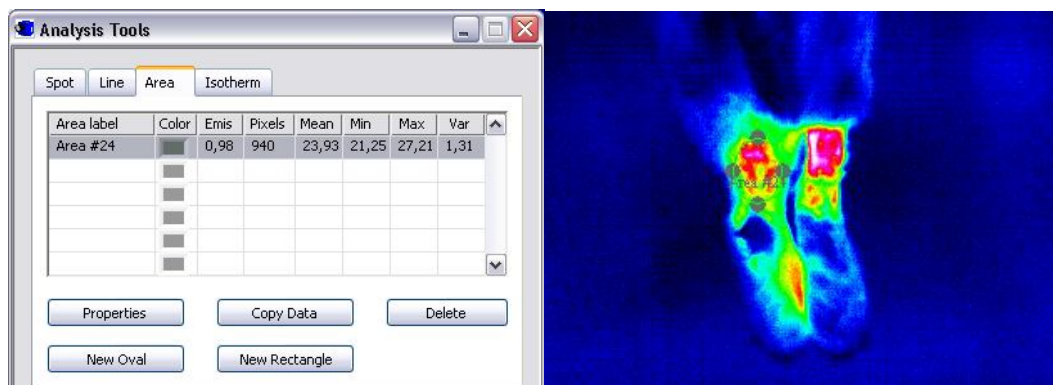
**Figura 26** - Análise termográfica TMT - sutura Brasil / 15° dia

A área vizinha à tenorrafia revelou zonas irregulares, com cores variando entre o vermelho, amarelo e verde (Figura 27).



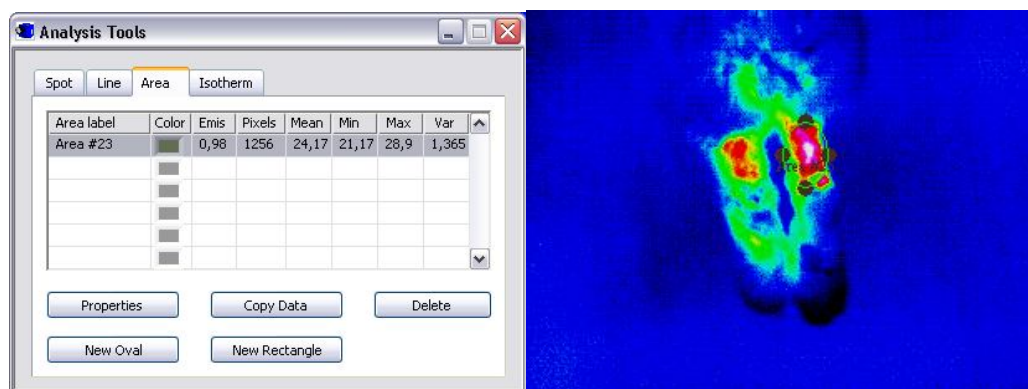
**Figura 27** - Análise termográfica TMV – sutura Brasil / 15° dia

A mesma área da tenorrafia, no membro contralateral, também apresentou-se com tons avermelhados, sem um sinal característico de uma hipertermia (Figura 28).



**Figura 28** - Análise termográfica TMC - sutura Brasil / 15° dia

Observou-se, na visualização dos termogramas analisados no 30° dia comparados aos do 15° dia, um enfraquecimento do sinal hipertérmico sobre as 3 áreas (Figura 29).



**Figura 29** - Análise termográfica TMT - Sutura Brasil / 30° dia

A temperatura máxima aferida no local da tenorrafia, na área vizinha e no membro contralateral, no 15° e 30° dia, encontra-se descrita na tabela 2.

**Tabela 2** - Temperatura máxima: aferida no local da tenorrafia, na área vizinha e no membro contralateral no 15° (n=18) e 30° dia (n=18).

Tempo após tenorrafia	Local da aferição da temperatura		
	TMT (°C)	TMV (°C)	TMC (°C)
<b>15° dia</b>	29,8±0,6	28,5±0,6	27,9±0,7
<b>30° dia</b>	28,6±0,5	27,5±0,3	27,0±0,5

*TMT: temperatura máxima no local da tenorrafia; TMV: temperatura máxima na área vizinha a tenorrafia; TMC: temperatura máxima no membro contralateral. Os valores expressam média ± desvio padrão (p≤0,05).*

Observou-se, tanto no 15° quanto no 30° dia pós-operatório, que a temperatura máxima aferida no local da tenorrafia foi significativamente maior que na área vizinha (29,8±0,6°C vs 28,5±0,6°C e 28,6±0,5°C vs 27,5±0,3°C, p<0,001) e que no membro contralateral (29,8±0,6°C vs 27,9±0,8°C e 28,6±0,5°C vs 27,0±0,5°C, p<0,001). Também a temperatura na área vizinha à tenorrafia era significativamente maior que no membro controle no 15° dia (28,5±0,6°C vs 27,9±0,7°C, p<0,001) e no 30° dia (27,5±0,3°C vs 27,0±0,5°C p=0,001) após a tenorrafia. Ainda, a TMT, a TMV e a TMC foram significativamente menores no 30° dia em relação em

relação ao 15º dia ( $29,8 \pm 0,6^\circ\text{C}$  vs  $28,6 \pm 0,5^\circ\text{C}$ ,  $28,5 \pm 0,6^\circ\text{C}$  vs  $27,5 \pm 0,3^\circ\text{C}$  e  $27,9 \pm 0,7$  vs  $27,0 \pm 0,5$ ,  $p < 0,001$ ).

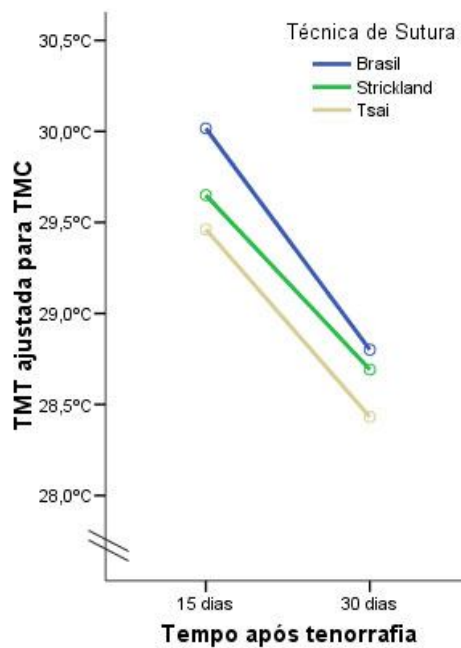
Os 36 coelhos incluídos no estudo foram aleatoriamente alocados em três diferentes grupos de 12 indivíduos, cada um deles recebendo uma de três técnicas de tenorrafia (1) Brasil, (2) Indiana e (3) Tsai. A TMT média observada no 15º dia após sutura pelas técnicas Brasil foi  $30,1 \pm 0,5^\circ\text{C}$ , Indiana  $29,7 \pm 0,7^\circ\text{C}$  e Tsai  $29,5 \pm 0,4^\circ\text{C}$  e, no 30º dia  $28,8 \pm 0,6^\circ\text{C}$ ,  $28,6 \pm 0,5^\circ\text{C}$  e  $28,4 \pm 0,4^\circ\text{C}$ , respectivamente.

Na análise de covariância, foi verificado que apenas o tempo após sutura teve impacto sobre a temperatura máxima ( $p < 0,001$ ), não havendo efeito significativo da técnica de sutura ( $p = 0,108$ ), nem interação entre técnica e tempo pós-sutura ( $p = 0,820$ ) (tabela 4 e figura 30).

**Tabela 3** - Análise de variância

Fonte de Variação	gl	QM	F	p
<b>Modelo</b>	6	2,555	9,734	0,000
<b>Intercepto</b>	1	10,793	41,118	0,000
<b>TMC</b>	1	,428	1,629	0,212
<b>Sutura</b>	2	,630	2,401	0,108
<b>Tempo</b>	1	6,996	26,653	0,000
<b>Sutura * Tempo</b>	2	,053	,200	0,820
<b>Erro</b>	29	,262		
<b>Total</b>	36			

gl: graus de liberdade; QM: quadrado médio;  
( $p \leq 0,05$ ).



**Figura 30** - TMT em função do tempo e técnica de tenorrafia, ajustada para TMC.

Após ajuste para a TMC, a TMT média observada no 15º dia após sutura pelas técnicas Brasil foi  $30,0 \pm 0,2^\circ\text{C}$ , Indiana  $29,7 \pm 0,2^\circ\text{C}$  e Tsai  $29,5 \pm 0,2^\circ\text{C}$  e, no 30º dia  $28,8 \pm 0,2^\circ\text{C}$ ,  $28,7 \pm 0,2^\circ\text{C}$  e  $28,4 \pm 0,2^\circ\text{C}$ , respectivamente (figura 31 e tabela 5).

**Tabela 4** - Temperatura máxima ( $^\circ\text{C}$ ) aferida no local da tenorrafia, **ajustada** para temperatura máxima no membro contralateral: no 15º e 30º dia após a realização das diferentes técnicas.

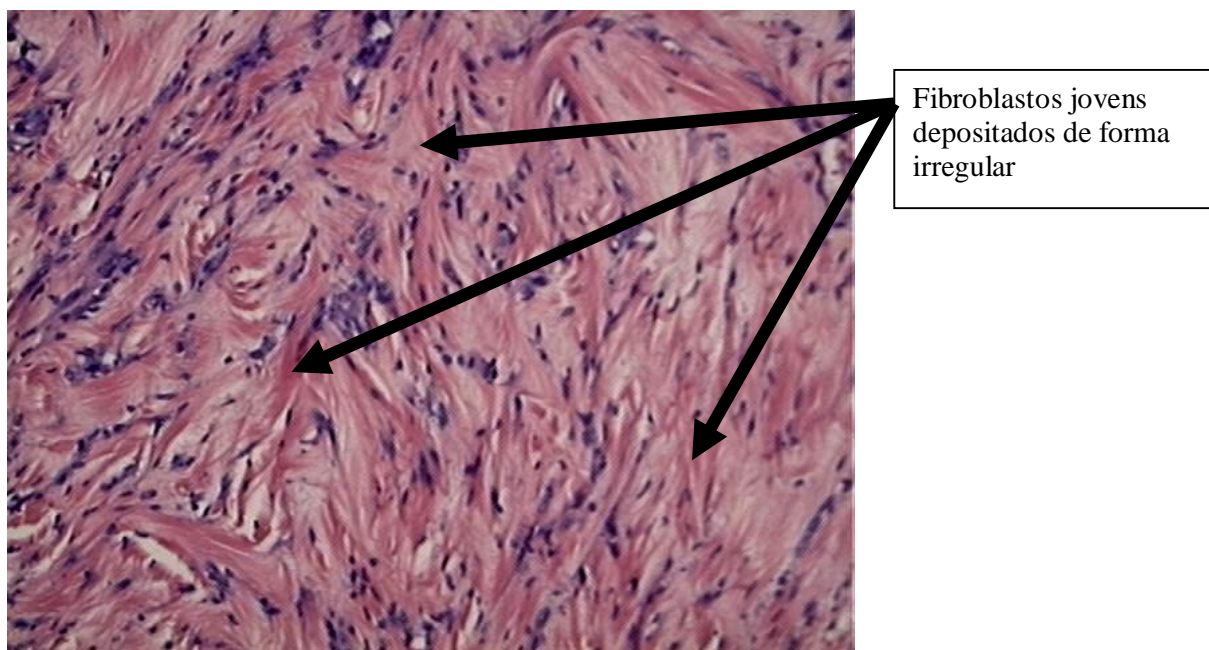
Tempo após tenorrafia <sup>1</sup>	Técnica de Sutura <sup>2</sup>		
	Brasil (n=12)	Indiana (n=12)	Tsai (n=12)
15º dia	$30,0 \pm 0,2$	$29,7 \pm 0,2$	$29,5 \pm 0,2$
30º dia	$28,8 \pm 0,2$	$28,7 \pm 0,2$	$28,4 \pm 0,2$

Os valores expressam média  $\pm$  erro padrão ( $p \leq 0,05$ ).

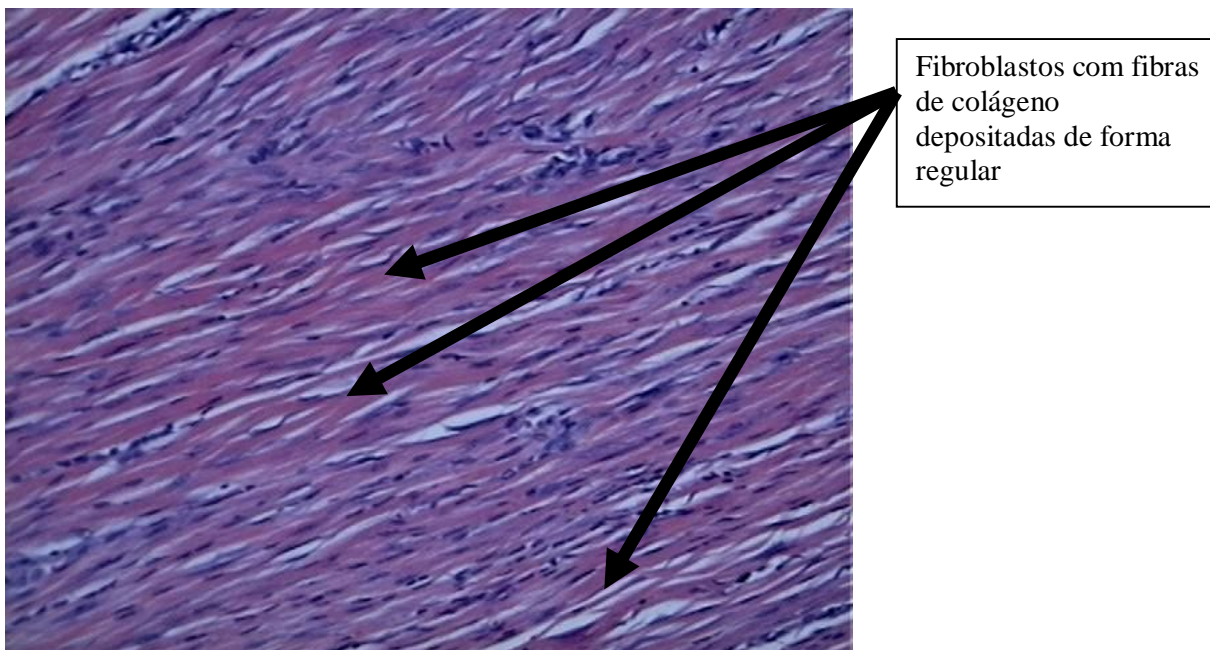
<sup>1</sup> $p < 0,001$ , <sup>2</sup> $p = 0,108$

#### 4.2 DESCRIÇÃO DOS CORTES HISTOLÓGICOS

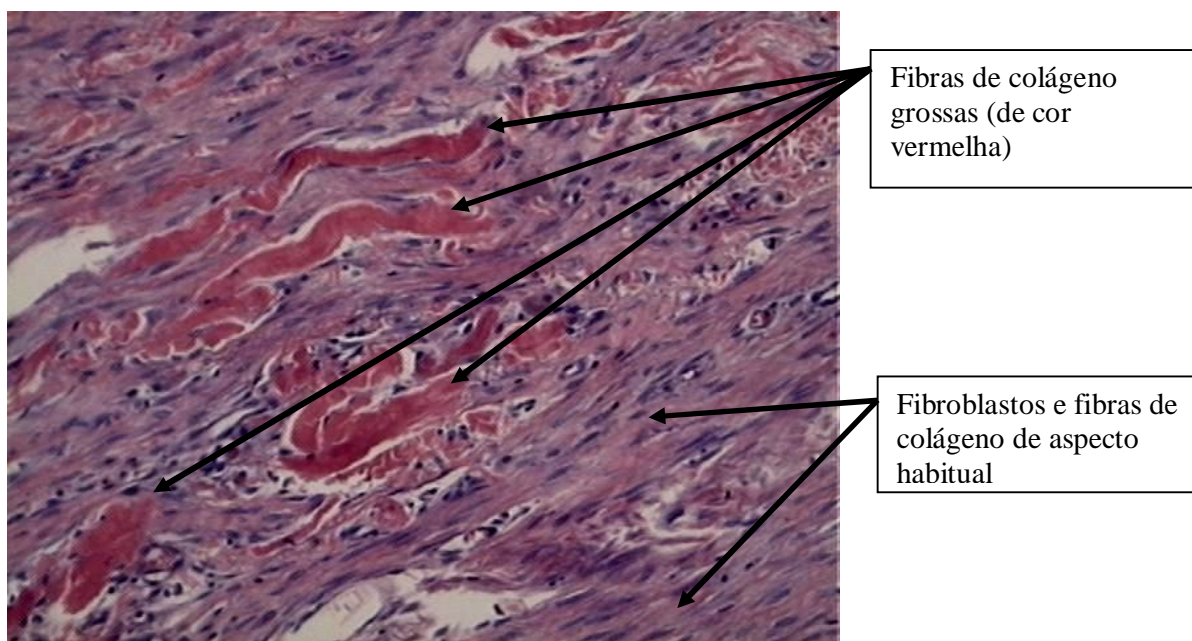
No 15º dia, após a tenorrafia, considerando todos os coelhos, independente da técnica, observou-se que 7 (38,9%) dos coelhos apresentavam predominância de fibras colágenas grossas, enquanto que no 30º dia, 12 (66,7%) apresentavam esta característica ( $p=0,095$ ). Sabendo-se que, antes do período de 15 dias, as fibras de colágeno se dispõem de forma irregular e, entre o período do 15º e 30º dia, as fibras começam a dispor-se no sentido horizontal ao longo do tendão reparado, a maior frequência de fibras colágenas grossas, em 30 dias, sugere uma maturação do colágeno na cicatriz tendínea (Figura 31, 32 e 33).



**Figura 31** - Corte histológico Técnica de Tsai (6-passadas) / 15º dia: início da cicatrização, fibras de colágeno imaturas (aumento de 100x).



**Figura 32** - Corte histológico técnica de Tsai (6-passadas) / 30° dia: revelando a posição de fibras de colágeno maduras no mesmo sentido das fibras do tendão. Cicatrização ideal (aumento de 100x).



**Figura 33** - Corte histológico técnica de sutura Tsai (6-passadas) / 15° dia: tecido de granulação com depósito de fibras de colágeno grossas (aumento de 100x).

No 15º dia pós-operatório, a predominância de fibras colágenas grossas foi observada em 2 (33,3%) dos indivíduos que receberam a técnica Brasil, 1 (16,7%) dos que receberam a técnica Indiana e 4 (66,7%) dos que receberam a técnica Tsai ( $p=0,289$ ). No 30º dia pós-operatório, a predominância de fibras colágenas grossas foi observada em 4 (66,7%) dos indivíduos que receberam a técnica Brasil, 4 (66,7%) dos que receberam a técnica Indiana e 4 (66,7%) dos que receberam a técnica Tsai ( $p=1,000$ ).

**Tabela 5** - Frequência absoluta e relativa de fibras colágenas grossas no 15º dia e 30º dia, após aplicação das diferentes técnicas

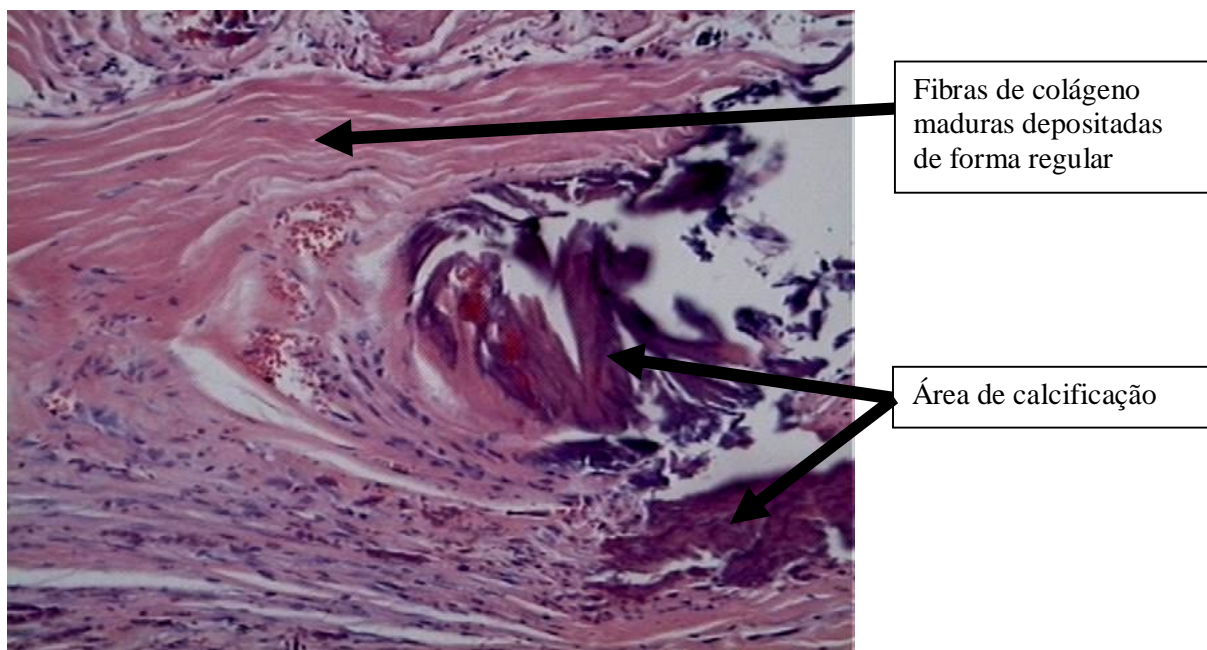
Tempo após tenorrafia <sup>1</sup>	Técnica de Sutura			p
	Brasil <sup>2</sup>	Indiana <sup>3</sup>	Tsai <sup>4</sup>	
15º dia	2 (33,3%)	1 (16,7%)	4 (66,7%)	0,289
30º dia	4 (66,7%)	4 (66,7%)	4 (66,7%)	1,000

*Os valores expressam frequência absoluta e relativa ( $p \leq 0,05$ ).*

*<sup>1</sup>: $p=0,095$ ; <sup>2</sup>: $p=0,248$ ; <sup>3</sup>: $p=0,079$ ; <sup>4</sup>: $p=1,000$*

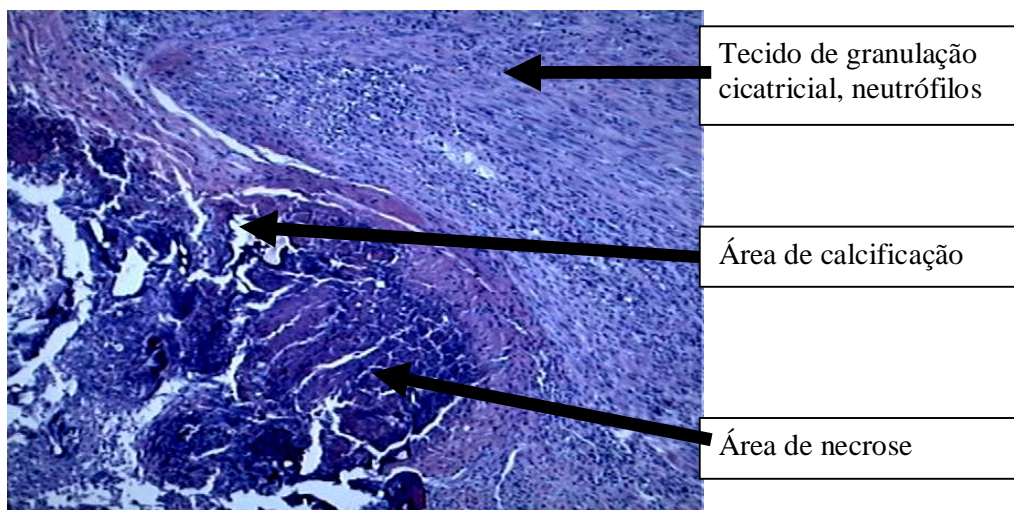
Não se observou presença de calo de fibras de colágeno em 33 lâminas analisadas (91,7%), o que sugere não haver fricção do nó da sutura tendínea, o qual estaria fora do tendão reparado com o túnel osteofibroso.

Não se teve diferença do nó dentro e fora do tendão reparado, no que diz respeito a formação da fibra de colágeno, durante a cicatrização, porém se observou presença de cálcio em 12 (33,3%) dos 36 tendões, sem prejudicar o formato cilíndrico e a textura do tendão (Figura 34).

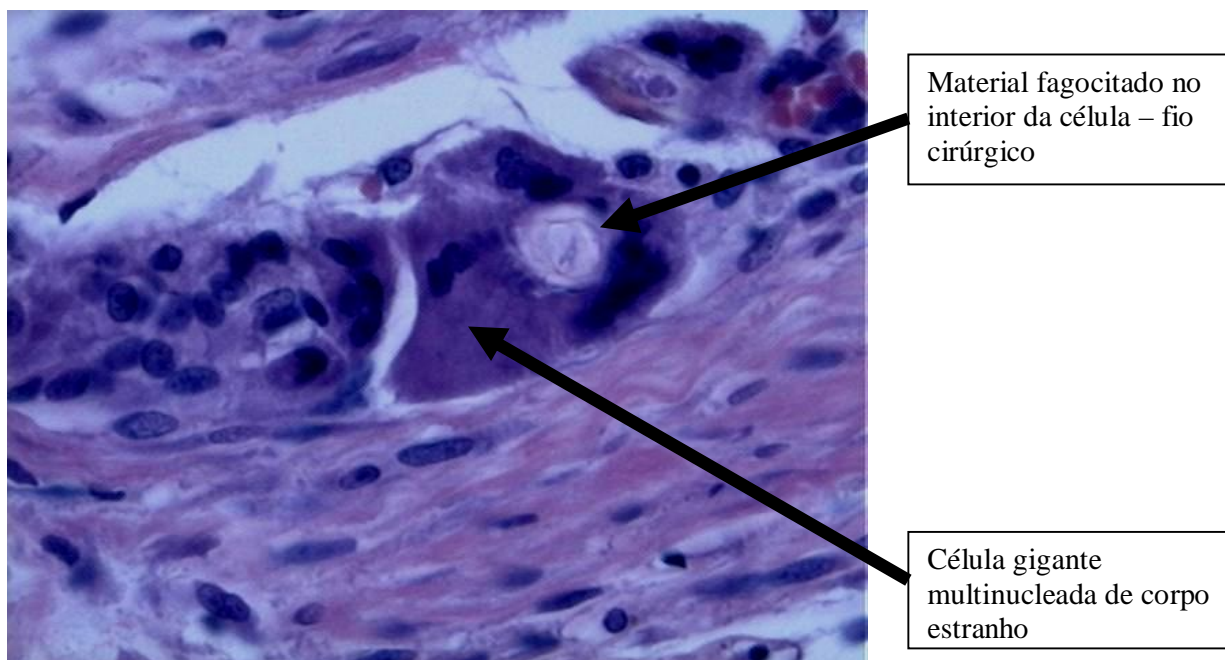


**Figura 34** - Corte histológico técnica de Tsai (6-passadas) / 30° dia: Áreas de calcificação, presença de cicatrização bem estabelecida (aumento de 100x).

Observou-se evidência de supuração (necrose) em 6 (16,7%) tendões, destes 2 (5,55 %) ocorreram na sutura Brasil, 3 (8,33 %) na Indiana e 1 (3,6%) na Tsai. Como a supuração ocorreu somente na periferia e não no centro, observou-se que o número de passadas ou que o nó no centro do tendão (sutura Indiana e Tsai) não interferiu no reparo tendíneo. Esta supuração representaria a fase de aumento da fagocitose, no 15° dia, devido ao corte do tendão traumatizar muitas células da área, iniciando-se a fase inflamatória, ou a presença de corpo estranho devido ao tecido de granulação com aumento de células gigantes ainda no 30° (Figura 35 e 36). Além da supuração, foi observado histologicamente em 3 (8,33%) coelhos a formação de tecido celular amorfo abundante, indicando ruptura técnica.

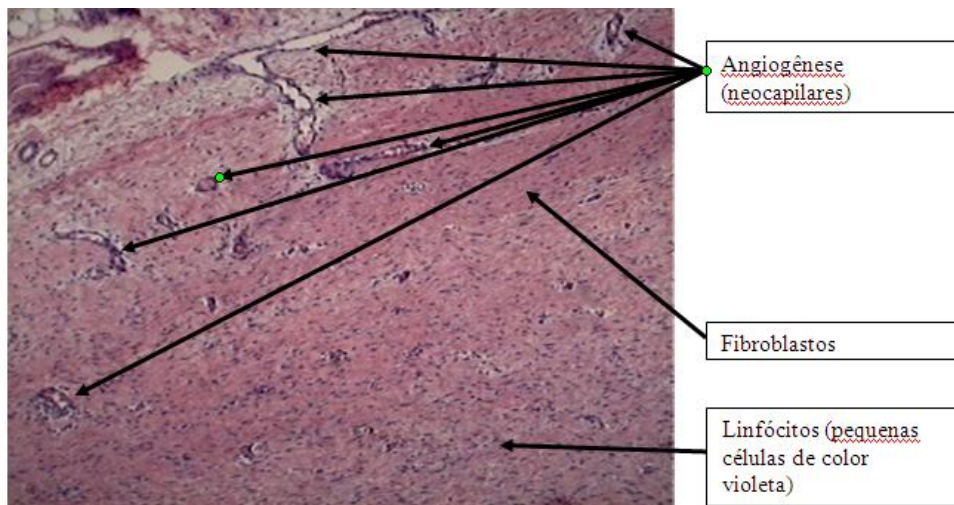


**Figura 35** - Corte histológico técnica de sutura Brasil (4-passadas) / 30º dia: evidenciando área de necrose no tecido periférico sem prejuízo ao tendão, no que se refere ao número de passadas centrais (aumento de 40x).

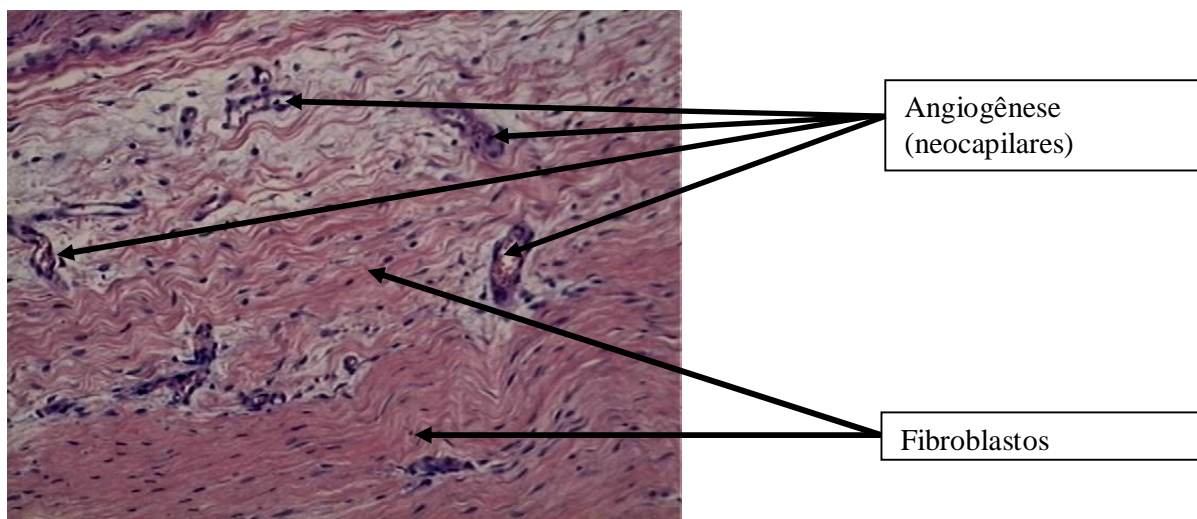


**Figura 36** - Corte histológico técnica de sutura Indiana (4-passadas) / 15º dia: mostrando uma célula gigante multinucleada de corpo estranho (aumento de 400x).

Com referência ao número de passadas e dos nós dentro do tendão reparado prejudicariam a circulação sanguínea, levando a uma necrose, este estudo não evidenciou tal acometimento para as técnicas de reparo de 4 e 6 passadas, observando-se a presença de vários pontos de angiogênese (Figura 37 e 38).



**Figura 37** - Corte histológico técnica de sutura Tsai (6-passadas) / 15º dia: demonstrando muitos tecidos de granulação e angiogênese (aumento de 40x).



**Figura 38** - Corte histológico técnica de sutura Tsai (6-passadas) / 15º dia: demonstrando muitos tecidos de granulação / angiogênese (aumento de 100x).

### 4.3 DISCUSSÃO

Vários estudos utilizando tendões humanos, com métodos de sutura com 4-passadas e 6-passadas, têm provado que possuem maior resitência para suportar maiores tensões nos afastamentos de 1 e 2 mm, evitando-se a ruptura, quando comparadas aos métodos de 2-passadas, porém estes estudos não realizaram análises histológicas (GILL *et al*, 1999; SIRATAKOWA e ELLIOT, 1999; VIINIKAINEM *et al*, 2004).

Sabe-se que as mobilizações tendíneas promovem a síntese, concentração e influência sobre a largura da fibra de colágeno, comprovadas através de pesquisas com animais, assim, aumentando a força e a resistência sobre o estresse tendíneo. No entanto, os efeitos destas, quando aplicadas sobre o tendão por um período prolongado, parecem não ser positivas aos indivíduos, podendo apresentar períodos de debilidade durante a reabilitação, necessitando um período de repouso para que ocorra uma adaptação morfológica do tendão (GOODMAN e CHOUEKA, 2005). Este estudo apresentou dificuldades em relação ao controle ou monitoramento da intensidade e o tempo de aplicação da MAP sobre os sujeitos, mesmo que o membro reparado estivesse imobilizado com o gesso. As tensões transferidas para a sutura, durante a realização da marcha, que é uma atividade realizada em cadeia cinética fechada, poderiam gerar tensões muito superiores comparadas à cadeia cinética aberta, refletindo em um déficit da maturação do colágeno, porém, apesar da existência destas limitações, observou-se uma qualidade cicatricial satisfatória para o período através da análise Termográfica e Histológica.

Conforme Elliot (2002), Athwal e Wolfe (2005), a MAP livre não tem demonstrado melhorar os resultados no reparo do tendão flexor em qualquer zona da mão, quando comparada com a MPP. Caso não se limite a MAP, ela pode aumentar o risco de ruptura do reparo tendíneo primário (afastamento > 3 mm), pois a atividade de maior intensidade da mão ou membro deve ser evitada por 12 semanas, período de maturação do colágeno. Isto é uma verdade, pois os múltiplos protocolos que utilizam a MAP, nas 3 primeiras semanas, imobilizam os dedos da mão durante a noite e em períodos de descanso do paciente, para se evitar uma flexão forçada dos dedos, com isso prevenindo-se uma re-ruptura do tendão. Neste estudo *in vivo*, notaram-se vários afastamentos dos cotos superiores a 3 mm que, se ocorressem em seres humanos, seriam prejudiciais ao funcionamento do tendão. Lembrando

que os coelhos foram imobilizados com gesso, que se perdeu precocemente e não foi repostado, para limitar a MAP.

Em um estudo de Sardenberg (2006), utilizando a sutura de Kessler (2-passadas) no tendão flexor profundo dos dedos da pata traseira de 83 coelhos, não observou diferenças entre o aspectos biomecânicos (resistência da sutura e afastamento tendíneo) e histológicos, durante o processo de cicatrização tendínea, no que diz respeito à localização do ponto central da sutura, na região vascular do tendão normal e na região avascular do tendão fibrocartilaginoso. No presente estudo, verificou-se que preservando ao máximo a microcirculação periférica do tendão, utilizando suturas com mais passadas em seu centro, pode-se conseguir uma estabilidade biomecânica e uma cicatrização favorável, podendo-se até mesmo acelerar o processo de reabilitação.

Para Su *et al.* (2006), em um estudo *in vivo*, usando a técnica de reparo tendíneo com implante metálico, chamado *Teno Fix (Ortheon Medical; Winter Park, Florida)* no tendão flexor superficial comum dos dedos da pata dianteira em 16 cães, submetendo os animais à eutanásia na 3<sup>a</sup>, 6<sup>a</sup> e 12<sup>a</sup> semanas de pós-cirúrgico, tiveram dificuldades em relação às imobilizações com gesso, 9 dos 16 cães roeram-nas, evoluindo para a ruptura, apenas 7 obtiveram sucesso no reparo primário (afastamento < 2 mm). Sem dúvida, é muito difícil de não se apresentar complicações com a imobilização de gesso, especialmente, quando se trata de animais com instintos roedores. No presente estudo, os 3 (8.33%) casos em que foi encontrado, na análise histológica tecido celular amorfo abundante, indicando uma ruptura técnica, pode-se relacionar a isto o fato destes coelhos terem perdido suas imobilizações, antes de completar o 15<sup>o</sup> dia. Apenas 14 (38.9%) chegaram até 15<sup>o</sup> dia com a imobilização, sendo que nenhum chegou até o 30<sup>o</sup> dia imobilizado.

O aumento da temperatura central, como resultado do aquecimento pelo exercício, pode produzir um aumento das reações metabólicas e um maior fluxo sanguíneo sobre o local (ENOKA, 2000). As regiões analisadas não possuíam proteção óssea, tinham menos tecido adiposo e muscular, desta forma, percebeu-se que o aumento da temperatura estava associado às condições vasculares, com intensa exposição do fluxo sanguíneo, no local da inflamação reacional à cicatriz, apresentando maior possibilidade de captação de calor pela termografia.

A inflamação reacional à cicatrização do tecido músculo-esquelético causada após um ato cirúrgico é um fenômeno bem reconhecido na literatura. Sabe-se que esta pode causar um

aumento fisiológico da temperatura corpórea e que raramente é considerada uma relevância clínica (FRASER e JHONSTONE, 1981; YEUNG, BUCK e FILLER, 1982). Neste estudo, não se realizou a medida da temperatura corpórea interna, desconsiderando-se esta variação existente, e assim, as temperaturas dos diferentes grupos, mensuradas nas diferentes áreas no 15º dia, comparadas as do 30º dia, mostraram uma diminuição significativa em todas estas nas proporções devidas, relacionando à área sadia (membro controle), verificando-se a atuação dos controles homeostáticos orgânicos, na medida em que ocorria a evolução do processo cicatricial.

Ao utilizar os membros inferiores, durante a marcha, existe uma maior solicitação da musculatura dos membros inferiores para reforçar e estabilizar as articulações, enquanto se suporta a carga corporal (DÂNGELO, FATTINI, 1998). Desta forma, há necessidade de uma maior produção metabólica, energética e de equilíbrio térmico, para conter este processo. Devido à ocorrência da MAP ou deambulação livre na gaiola de confinamento, durante todo o período proposto pelo estudo, foi possível afirmar que o membro inferior esquerdo ou controle, também apresentou aumento da temperatura, em uma fase inicial (15º dia), pelo fato deste ter realizado uma atividade compensatória, durante o período em que a imobilização se fez presente, porém ainda foi visível que a TMT se encontrou consideravelmente superior, pelo processo cicatricial ativo.

Os trabalhos de Head e Elliot (1997), utilizando a termografia para o monitoramento da evolução do metabolismo de tumores, através da verificação da angiogênese, evidenciaram a hipertermia em 86% dos tumores de mama, não palpáveis. No presente estudo, a angiogênese observada nos cortes histológicos sobre a tenorrafia, demonstrou a intensa atividade da neovascularização, agindo sobre o metabolismo cicatricial do tecido, que refletiu em um aumento da temperatura (TMT) captada através da termografia no 15º dia. Já, ocorrendo uma evolução ou uma maturação cicatricial, encontrou-se uma diminuição desta (TMT), no 30º dia.

Koop e Haraldson (1988) demonstraram uma diminuição da temperatura sobre o músculo masséter (*cold spot*), em pacientes com Disfunção Temporomandibular (DTM), de origem muscular. Segundo estes, a termografia diferencia uma inflamação de uma isquemia, pela variação de temperatura dentro do tecido muscular, ou seja, na inflamação ocorreria um aumento de temperatura, enquanto no apertamento dental, ocasionado por um bruxismo, seria verificada uma diminuição. Ring (1998) relatou a capacidade e a utilização da termografia no

acompanhamento da inflamação nas doenças reumáticas, evidenciando a diminuição da temperatura focal sobre as articulações acometidas, após o emprego de terapia medicamentosa do tipo antiinflamatória. Estas afirmativas referentes à inflamação relacionam-se com os achados deste estudo, pois durante a fase inicial do processo cicatricial se notou um sinal hipertérmico sobre a região reparada e, durante a evolução decorrente, diminuição progressiva da atividade metabólica, observou-se a queda da temperatura local, assim, a termografia também se mostrou um instrumento eficaz e capaz de ser utilizado na monitoração desta condição.

Vários autores relatam que o sinal hipertérmico (*hot spot*), sobre os pontos-gatilhos (PG) ativos, pode ser atribuído a uma resposta reflexa medular somatocutânea, em que ocorre vasodilatação da derme, com inibição de receptores alfa-adrenérgicos, devido aos impulsos nociceptivos locais, provocados por contraturas, isquemias teciduais e por substâncias nociceptivas (FISCHER, 1986; FISCHER, 1988; DIAKOW, 1998). Uma resposta fisiológica como a descrita, proveniente de uma sensação dolorosa ou nociceptiva da área tendínea reparada, também poderia ser ocasionada pela MAP, apesar de serem tomadas medidas de controle, como a utilização de medicação analgésica, para sua supressão. Através disto, acreditou-se na possibilidade do sinal hipertérmico sobre a tenorrafia ser decorrente, principalmente, da atividade metabólica aumentada, presente no processo cicatricial.

A assimetria térmica, presente nos hemicorpos, com uma variação próxima de  $\pm 0,3$  °C é considerada fisiológica, em ambiente termoneutro. A presença de uma variação  $\geq 0,5$  °C já é considerada uma assimetria térmica significativa para se estabelecer um diagnóstico de uma disfunção ou patologia (BRIOSCHI, 2007). Diferenças significativas, como estas, foram encontradas, reparando-se que as temperaturas máximas apresentadas, no 15° dia, comparadas às do 30° dia, demonstraram uma diminuição, mantidas as diferenças em relação ao membro contralateral (controle) e o reparado, ocorrendo este fenômeno nos três tipos de sutura.

## 5 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Referente às três diferentes técnicas de tenorrafias (Brasil – 4 passadas; Indiana – 4 passadas; e Tsai – 6 passadas), realizadas no tendão flexor da pata (traseira direita), em coelhos submetidos à mobilização ativa precoce (MAP), através da análise Termográfica e Histológica, chegou-se às seguintes conclusões:

1. Com referência ao estudo histológico, qualitativamente, este demonstrou que o comportamento da cicatrização do tendão referiu uma qualidade cicatricial adequada em todos os grupos, onde as fibras de colágeno apresentaram um espessamento mais exuberante próximo ao 30º dia, podendo oferecer maior resistência à tração quando utilizada a Mobilização Ativa Precoce (MAP).
2. Seis (16,7%) tendões de um total de 36, qualitativamente, demonstraram supuração (necrose) somente na camada mais superficial, jamais no centro, concluindo-se que o número de passadas (4 ou 6-passadas) e o nó no centro e fora do tendão, não interferem na microcirculação e na cicatrização do reparo tendíneo.
3. Evidenciou-se pela análise termográfica e histológica uma semelhança das temperaturas e da qualidade do tecido cicatricial sobre a tenorrafia, nas três diferentes suturas, atribuindo-se à minimização do dano vascular, no centro do tendão, que ofereceu uma circulação sanguínea e um metabolismo reparador uniforme.
4. A termografia foi capaz de medir as temperaturas em tempo real, observando a atenuação da inflamação local através da diminuição significativa da temperatura da tenorrafia quando comparada com o membro contralateral e principalmente entre os períodos avaliados, oferecendo critérios ao fisioterapeuta para observar a evolução do processo cicatricial de tendões *in vivo*.
5. A termografia infravermelha computadorizada captou as diferenças térmicas oferecidas pela microcirculação tendínea, podendo ser utilizada na aplicação de protocolos de

reabilitação de tendões flexores da mão, possuindo importância na tomada de decisões quanto à possibilidade de se modificar a graduação ou a intensidade dos movimentos.

Sugerem-se novos estudos *in vivo*, aplicados em tendões humanos, utilizando-se a termografia infravermelha computadorizada como instrumento avaliativo, durante a aplicação de protocolos de reabilitação, que preconizam a utilização da mobilização ativa precoce - MAP ou da mobilização passiva precoce - MPP, para que se possa tentar relacionar e agregar mais informações quanto à temperatura focal da área de sutura e sua condição cicatricial, bem como associar estes aos critérios clínicos, estabelecendo-se um monitoramento sobre a evolução da reabilitação instituída, sempre na busca de resultados mais primorosos.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERNATY, M.; UEMATSU, S. Medical Thermology. 1986. American Academy of Thermology-Georgetown University Medical Center.

AMIEL, D. et al. The effect of immobilization on collagen turnover in connective tissue. **Acta Orthopaedica Scandinavica**. v.53, p.325-332, 1982.

ANBAR, M. clinical Thermal imaging today: shifting from phenomenological Thermography to pathophysiologically based thermal imaging. IEEE. **Engineering in Medicine and Biology**. v.17, n.4, p.25-33, 1998.

ANDRADE FILHO, A.C. Teletermografia: princípios físicos, fisiológicos e fisiopatológicos da produção da imagem e suas indicações na clínica de dor e reabilitação. **Acta Fisiatr**. v.6, n.2, p.55-59, 1999.

AOKI, M; KUBOTA, H.; PRUITT, D. et al. Biomechanical and histologic characteristics of canine flexor tendon repair using early postoperative mobilization. **J Hand Surg**, n. 22A, p. 107-114, 1997.

ATHWAL, G.S.; WOLFE, S.W. Treatment of acute flexor tendon injury. **Hand Clin**, n. 21. p.181-186, 2005.

BACH, V.; TELIEZ, F.; LIBERT, J.P. The interaction between sleep and thermoregulation in adults and neonates. **Sleep Medicine Reviews**, v.6, n.6, p. 481-492, 2002.

BARBOSA, O.R. *et al.* Desempenho de coelhos da raça Nova Zelândia branco, criados em diferentes tipos de instalações durante as estações de verão e inverno: temperatura corporal, frequência respiratória, consumo de ração, ganho de peso e conversão alimentar. **Revista Brasileira de Zootecnia**. Viçosa, V. 21, n. 5, p. 779-786, 1992a.

BEZERRA, L.A.; LIMA, R. de C.F. de, LYRA, P.R.M., Araújo, M.C. de, SANTOS, F.G.C. dos, BEZERRA, K.M., “Estudo da influência de parâmetros na medição por termografia”, Anais do IV Congresso de Engenharia Mecânica, Recife, Pernambuco, 2006.

BRIOSCHI, M.L., LIN TY, COLMAN D. MORAES SILVA FMR, TEIXEIRA MJ. Imaginologia infravermelha no estudo avançado da dor de origem visceral. Ver. Dor: **Pesq Clin e Terap**, v.7, n.4, p.825-826, 2006.

BRIOSCHI, M.L., MACEDO, J.F., MACEDO, R.A.C. Skin Thermography: new concepts. **J Vasc Bras**, v.2, n.2, p 151-160, 2003.

BRIOSCHI, M.L.; MACEDO, J.L.; MACEDO, C.R.A. Termometria cutânea novos conceitos. **J. Vasc. Br**, Porto Alegre, RS, v.2, n.2, p.151-60, Jun.2003.

BRIOSCHI, M.L. et. al. Documentação da Síndrome dolorosa miofascial por imagen infravermelha. **Acta Fisiatr**, v.14, n.1, p.41-48, 2007.

BRIOSCHI, M.L. et. al. Documentação da Síndrome dolorosa miofascial por imagen infravermelha. **Acta Fisiatr**, v.14, n.1, p.41-48, 2007.

BRIOSCHI, M.L., MACEDO J.F., MACEDO, C.R.A. Termometria cutânea novos conceitos. **J. Vasc. BR**, Porto Alegre, RS, v.2, n.2, p. 151-160, jun.2003.

BROWN, B.H. et. al. Medical physics and biomedical engineering, **Institute of Physics Publishing**, London, p.736. 1999.

BRUEHL, S. et. al. Validation of Thermography in the diagnosis of RSD. **Clin J. Pain**, v.12, n.4, p.316-325, 1996.

BOYER M.I. et. al. Intrasynovial flexor tendon repair. An experimental study comparing low and high levels of in vivo force during rehabilitation in canines. **J Bone Joint Surg Am**, v.83, p.891-899, 2001.

BUTLER, D.L.et. al. Biomechanics of ligaments anf Tendons. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.6, p.125-181, 1978.

CAMARGO FILHO, A.C.; NUNES, L.O. O calor do corpo. **FAPESP**. São Paulo, n.110, p.84-85, abr.2005.

CEEE – Companhia Estadual de Energia Elétrica –RS. Disponível em: <<http://www.ceee.com.br>> . Acesso em: 10/03/2009.

CERVO, A.L.; BERVIAN, P.A. **Metodologia Científica**. 5. ed. São Paulo: Prentice Hall, 2004.

CHERKAS, L.F. *et. al.* Use of Thermographic criteria to Identify Raynaud's Phenomenon in a Population Setting. **J Rheumatol**, v.30, n.4, p.720-723, 2003.

CHRISTIANSEN, J.; GEROW, G. Thermography. Baltimore: Williams & Wilkins, p.191, 1990.

CHRISTIANSEN, J. Modern medical thermography. In: CHRISTIANSEN, J.; GEROW, G. Thermography. Baltimore: William & Wilkins, 191p. p.11-18, 1990a.

CHRISTIANSEN, J. Thermographic anatomy and phisiology. In: CHRISTIANSEN, J.; GEROW, G. Thermography. Baltimore: William & Wilkins, 191p. p.37-50, 1990b.

CHRISTIANSEN, J.; GEROW, G. Electronic Thermography. In: CHRISTIANSEN, J.; GEROW, G. Thermography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 191p. p.19-30.

CHRISTIANSEN, J.; MULLER, J. History of Thermography. In: CHRISTIANSEN, J.; GEROW, G. Thermography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. 191p. p.3-10.

COATS, R.W.; ECHEVARRÍA-ORÉ, J.C.; MASS, D.P. Acute flexor tendon repairs in zone II. **Hand Clin.** v.21, p.173-179, 2005.

CULLEN, K.W. *et. al.* Flexor tendon repair in zone 2 followed by controlled active mobilization. **J Hand Surg**, v. 14B, p.392-395, 1989.

CURWIN, S.L.; VAILAS, A.C.& WOOD, J. Immature tendon adaptation to strenuous exercises. **Journal of Applied Physiology**, v.65, p.2297-2301, 1988.

DANGELO, J.G.; FATTINI, C.A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. Segunda edição. São Paulo: Atheneu, 1998.

DIAKIDES, N.A. The growing applications of medical infrared imaging. **IEEE Engineering in medicine and biology**, p. 28-29, 2000.

DIAKIDES, N.A. Advances in medical infrared imaging. **IEEE Engineering in medicine and biology**, v.21, n.6, p.32-33, 2002.

DIAKOW, P.R. Differentiation of active and latent trigger points by thermography. **J. Manipulative Physiol Ther**, v.15, n.7, p.439-441, 1992.

DIAKOW, P.R. Thermographic imaging of myofascial trigger points. **J. Manipulative Physiol Ther**. v.11, n.2, p.114-7, 1988.

ELECTROPHYSICS. Disponível em: <<http://www.electrophysics.com>>. Acesso em: 20 de set. 2008.

ELLIOT, D. Primary flexor tendon repair – operative repair, pulley management and rehabilitation. **J Hand Surg**, v. 27B, n. 6, p.506-513, 2002.

ENOKA, R. M. **Bases neuromecânicas da cinesiologia**. 2ed. São Paulo: Manole, 2000.

FARRIS, H.W. Clinical sensitivity and thermographic accuracy. In: CHRISTIANSEN, J., GEROW, G. Thermography. Baltimore: Williams & Wilkins, 1990. p.191 p. 121-125.

FERNANDES, C. H. *et. al.* Resultados das tenorrafias em flexores dos dedos das mãos, na zona II, submetidos à movimentação precoce passiva assistida. **Rev. Bras. Ortop**, v.31, n.6, p.497-501, jun.1996.

- FISCHER, A.A.; CHANG, C.H. Temperature and pressure threshold measurements in trigger points. **Thermology**, v.1, n.4, p.212-215, 1986.
- FISCHER, A.A. The present status of neuromuscular thermography. In: Clinical Proceeding of the Academy of Neuromuscular Thermography. **Dallas: McGray-Hill Book**, p.26-33, 1985.
- FISCHER, A.A. Documentation of myofascial trigger points. **Arch phys Med Rehabil**, v.69, n.4, p.286-91, 1988.
- FRANK, C.B. Ligament Injuries: Pathophysiology and Treatment. In: ZACHAZEWSKI, J.E., MAGEE, D.J., & QUILLEN, W.S. (Eds.), *Athletic injuries na rehabilitation*. Philadelphia: Saunders, p. 27-54, 1996.
- FRASER, I., JOHNSTONE, M. Significance of early postoperative fever in children. *Br Med J* 283: 1299, 1981.
- FUJIMASA, I. Pathophysiologically expression and analysis of a infrared thermal images: a standardized thermographic image diagnosis procedure using computed image processing.. **IEEE Eng. Med Biol**, v.17, n.4, p. 34-42. 1998.
- FUJIWARA, Y.; INUKAI, Y.; TAKEMURA, Y. Thermographic measurement of skin temperature recovery time of extremities in patients with type 2 diabetes mellitus. **Exp Clin Endocrinol Diabetes**, v.108, p. 463-469, 2000.
- GANONG, W.F. **Fisiologia Médica**. Rio de Janeiro: Prentice Hall do Brasil, 1998.
- GELBERMAN, R.H. *et. al.* The effects of mobilization on vascularization of healing flexor tendons in dogs. **Clin Orthop**, v.153, p. 283-289, 1980.
- GELBERMAN, R.H. *et. al.* Influences of flexor sheath continuity and early motion on tendon healing in dogs. **J Hand Surg**, v.15, p.69-77, 1990.
- GELBERMAN, R.H. *et. al.* The influence of protected passive mobilization on the healing of flexor tendons: a biochemical and microangiographic study. **The Hand**, v.13, n. 2, p.120-128, 1981.
- GILL, S.R. *et. al.* A comparative analysis of the six-Strand double-loop flexor tendon repair and three other techniques: a human cadaveric study. **J Hand Surg**, v.24, p.1315-1322, 1999.
- GOODMAN, H.J., CHOUEKA, J. Biomechanics of flexor Tendons. **Hand Clin**, v.21, p.129 - 149, 2005.
- GRIOGORESCU, C.E.A. *et. al.* Termal fluxes from the human body. **Computers Mth. Aplic**, v.32, n.11, p.47-50, 1996.

GUYTON, A.C.; HALL, J.E. Tratado de fisiologia médica. 9 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan. 1014p. 1997.

HARRIS, S. B. *et. al.* The a etiology of acute rupture of flexor tendon repairs in zones 1 and 2 of the fingers during early mobilization. **J. Hand Surg**, v.24 B, n.3, p. 275-278, 1999.

HARWAY, R. A. Reflex symphathetic dystrophy and pain dysfunction in the lower extremity. **J Bone Joint Surg Am**, v.79, n.12, p.1894-1895, 1997.

HEAD, J.F., ELLIOT, R.L. Thermography: its relation to pathologic characteristics, vascularity, proliferation rate, and survival of patients with invasive ductal carcinoma of the breast. **Cancer, Jan 1**, 79 (1), p.186-88, 1997.

HIRSCH, G. Tensile properties during tendon healing. **Acta Orthop Scand, Suppl.** v.153, p. 1-145, 1974.

HONÓRIO, G.J.S. Mapeamento da temperatura corporal em diferentes situações. Dissertação de Mestrado. Universidade do Estado de Santa Catarina. p.150, 2004.

HOOSHMAND, H. Chronic Pain: reflex sympathetic dystrophy. Prevention and management. 1993. Chapter 2: The role of Sympathetic Nervous System in Temperature Regulation. Chapter 8: Referred Pain and Trigger Point. CRC Press. Florida, USA.

HUYGEN, F.J.P.M. *et. al.* Computer-assisted skin videothermography. **J. Appll Physiol**, v.91, p. 516-524, 2004.

JONES, S. Instrument Technology. Measurement of temperature and chemical composition. 4 ed., Edited by B.E. Noltingk, v.2, 1985.

KASSER, J. Orthopaedic Knowledge update 5: home study syllabus. Park ridge, IL: American Academy of Ortophaedic Surgeons, 1996.

KASTERBERGER, G.; STACHL, R. Infrared imaging technology and biological applications. **Beh Research Meth, Instrum & Comput**, v.35, n.3, p.429-439, 2003.

KITCHEN, S., YOUNG, S. Reparo dos tecidos. In: KITCHEN, S., BAZIN, S. Eletroterapia de Clayton. São Paulo: Manole, cap.3, 1998.

KITSIS, C. K. *et. al.* Controlled active motion following primary flexor tendon repair: a prospective study over 9 years. **J. Hand Surg**, v. 23B, n. 3, p.344-349, 1998.

KLEIN, L. Early active motion flexor tendon protocol using one splint. **J Hand Ther**, v.16, n.3, p.199-206, 2003.

- KOOP, S.; HARALDSON, T. Skin surface temperature over the temporomandibular joint and masseter muscle in patients with craniomandibular disorder. **Swed Dent J**, v.12, n.1-2, p.63-67, 1988.
- KUBOTA, H. *et. al.* Effect of motion and tension on injured Flexor tendons in chickens. **Journal of Hand Surgery**, v.21A, p.456-463, 1996.
- KUBOTA, H. *et. al.* Effect of a new repair technique on biomechanical properties of canine Flexor tendons in vitro study. **Hand Surgery**, v.3, p.247-255, 1998.
- KURTZ, I.B. Fatores des schuhtragekonforts: bedeutung und quatifizierung. Institut für Angewandte Ergonomie. p.12, 1995.
- LICHTENBELT, W.D.M., WESTERTERP-PLANTENGA, M.S., HOYDONCK, P. Individual variation in the relation between body temperature and energy expenditure in response to elevated ambient temperature. **Physiology & Behavior**, v.73, p.235-242, 2001.
- LIM, B.H.; TSAI, T. The six – strand technique for flexor tendon repair. **Atlas of The Hand Clinics**, v.1, n.1, p.65-75, Sept.1996.
- MABUCHI, K. *et. al.* Evaluating asymmetrical thermal distributions through image processing. **IEEE Eng. Med. Biol Mag**, v.17, n.4, p.47-55, 1998.
- MACMILLAN, M.; SHEPPARD, J. E.; DELL, P. C. an experimental flexor tendon repair in Zone II that allows immediate postoperative mobilization. **J. Hand surg**, n. 12A, p.582-589, 1987.
- McLARNY E, HOFFMAN H, WOLFE SW. Biomechanical analysis of the cruciate four-strand flexor tendon repair. **Journal of Hand Surgery**, n.24A, p.295-301, 1999.
- MEDITHERM. Disponível em: <[HTTP://WWW.meditherm.com.br](http://www.meditherm.com.br)>. Acesso em: 10/03/2009.
- MEEK, J.B.; GILBERT, S.K. Role of thermography in the evaluation of low back disorders. **J Neurol Orthop Surg**, v.4, p.235-240. 1983.
- NORDIN, M.; FRANKEL, V. H. **Biomecânica básica do sistema musculoesquelético**. 3. ed. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 2003.
- NOYES, F.R. *et. al.* Biomechanics of ligament failure. **Journal of Bone and Joint Surgery**, v.56 A, p.1406-1418, 1974.
- OHASHI, Y.; UCHIDA, I. Applying dynamic thermography in the diagnosis of breast cancer. **IEEE Eng Med Biol Mag**, v.19, n.3, p.42-51, 2000.
- PEACK, F. H. *et. al.* A comparative study of two methods of controlled mobilization of flexor tendon repairs in zone. 2. **J. Hand Surg**, v.23B, n.1, p.41-45, 1998.

PLAPLER, P.G.; CAMANHO, G.L.; SALDIVA, P.H.N. Avaliação numérica das ondulações das fibras colágenas em ligamento patelar humano (tendão patelar). **Rev Bras Ortop**, v.36, n.8, p.317-321, Ago. 2001.

RIAZ, M. *et. al.* Long term outcome of early active mobilization following flexor tendon repair in zone. 2. **J. Hand Surg**, v.24B, n.2, p.157-160, 1999.

RING, E.F.J. Infrared Imaging: The History of Thermal Imaging. **Thermologie Österreich Heft**, n.4, p.159-160, oct. 1994.

RING, E. F. J. Progress in the measurement of human body temperature. **IEEE Eng Med Biol Mag**, v.17, n.4, p.19-24, 1998.

RUSCH, D. *et. al.* Dynamic Thermography of the knee joints in rheumatoid arthritis in the course of the first therapy of the patient with methylprednisolone. **Z Rheumatol**, 59: Suppl 2 II/131-II/135, 2000.

SARDENBERG, T. Lesão do tendão flexor: sutura na região avascular ou vascularizada? Estudo biomecânico e histológico em coelhos. Tese de Doutorado. Faculdade de Medicina de Botucatu. UNESP. Brasil. 2006.

SCUDIARI, F.; MERCURI, F.; VOLTERRI, R. Non-invasive analysis of artistic heritage and archaeological findings by time resolved in thermography. **J. of Analysis and Calorimetry**, v. 66, p.307-314, 2001.

SEVERO, A.L. *et. al.* Reparo de tendões flexores da mão: análise biomecânica com diferentes técnicas de sutura, **Rev Bras Ortop**, v.40, n.7, Julho, 2005.

SHAIEB, M.D.; SINGER, D.I. Tensile strength of various suture techniques. **Journal of Hand Surgery**, v.22B, p.764-767, 1997.

SILFVERSKIOLD, K.L.; MAY, E.J.; TORNVALL, A.H. Tendon excursions after flexor tendon repair in zone. II: Results with a new controlled motion program. **J Hand Surg [Am]**, v.18, p.403-410, 1993.

SILFVERSKIOLD, K.L.; MAY, E.J. Flexor tendon repair in zone 2 with a new suture technique and an early mobilization program combining passive and active Flexion. **Journal of Hand Surgery**, 19A: 53-60, 1994.

SILFVERSKIOLD, K.L.; ANDERSSON, C.H. Two new methods of tendon repair: an in vitro evaluation of tensile strength and gap formation. **Journal of Hand Surgery**, v.18A, p.58-65, 1993.

SIROTAKOVA, M.; ELLIOT, D. Early active mobilization of primary reparis of the flexor pollicis longus tendón. **J Hand Surg**, v.24 B, p.647-653, 1999.

SMALL JO.; BRENNEN MD.; COLVILLE J. Early active mobilization following flexor tendon repair in zone 2. **J Hand Surg**, v.14B, p.383-391, 1989.

STICHTENOTH, D.O., FHROLICI, J.E. Oxid nitric and inflammatory joint diseases. **Br Journal Rheumatol**, v.37, p.247-256, 1998.

STRICKLAND, J.W. Development of Flexor tendon surgery: twenty-five years of progress. **Journal of Hand Surgery**, v.25A, p.214-235, 2000.

STRICKLAND, J.W. Flexor tendon injuries: 1. Foundations of treatment. **Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons**, v.3, p.44-54, 1995.

STRICKLAND, J.W. Flexor tendon surgery. Part 1: Primary flexor tendon repair. **J Hand Surg [Br]**, v.14, p.261-272, 1989.

STRICKLAND, J.W. Flexor tendon repair: Indiana method. **Indiana Hand Center Newsletter**, v.1, p.1-12 (in press), 1993.

STRICKLAND, J.W. Flexor tendon repair. **Hand Clin**, v.1, n.1, p.55-68, 1985.

SOBANIA, L.C.; SOBANIA, R.L. Lesão dos tendões flexores. In: Traumatismos da Mão: Pardini A e Freitas A. 4ª ed. Medbook. Rio de Janeiro, 317-345, 2008.

SU, B.W. *et. al.* Gross and histological analysis of healing after dog flexor tendon repair with the teno fix device. **J Hand Surg**: 31B: 5: 524-529, 2006.

TAYLOR, G.I.; GIANOUTSOS, M.P.; MORRIS, S.F. The neurovascular territories of the skin and muscles: anatomic study and clinical implication. **Plast Reconstr Surg**, v.94, p.1-35, 1994.

TAKAI, S. *et.al.* The effects of frequency and duration of controlled passive mobilization on tendon healing. **Journal of Orthopaedic Research**, v.9, p.705-713, 1991.

TAKAI, S. *et. al.* The effects of frequency and duration of controlled passive mobilization on tendon healing. **J. Orthop. Res**, n.9, p.705-713, 1991.

TANAKA, H. *et. al.* Effect of cyclic tension on lacerated flexor tendons in vitro. **J Hand Surg**, v.20A, p.467-473, 1995.

TCHOU, S. *et. al.* Thermographic observations in unilateral carpal tunnel syndrome: report of 61 cases. **J Hand Surg**, v.17, n.4, p.631-637, Jul. 1992.

UEMATSU, S. Thermographic imaging of cutaneous sensory segment on patient with peripheral nerve injury. **J Neurosurg**, v.62, p.716-720, 1998.

VARJÚ, G. *et. al.* Assesment of hand osteoarthritis: correlation between thermographic and radiographic methods. **Rheumatology**, v.43, n.7, p.915-9, 2004.

VERATTI, A.B., VERATTI, A.J., PUGNO, P.F., **Termografia**. CD-ROM, 1997.

VINIKAINEM, A. *et. al.* A comparative analysis of the biomechanical behavior of five flexor tendon core sutures. **J Hand Surg**, v.29B, p.536-543, 2004.

WEISS, A.P.C. Thermal regulatory testing for pain dysfunction syndromes (commentary). *The lancet* (344), July 23, p. 209-210, 1994.

WHITING, W.; ZERNICKE, R. F. **Biomecânica da lesão musculoesquelética**. Rio de Janeiro: Ed. Guanabara Koogan, 2001.

WINTERS, S. C. *et. al.* The effects of multiple-strand suture methods on the strength and excursion of repaired intrasynovial flexor tendons: a biomechanical study in dogs. **J. Hand Surg**, n.23A, p.97-104, 1998.

WOLFE, S.W. *et. al.* Biomechanic comparison of Teno fix tendon repair device with the Cruciate and modified Kessler techniques. **J Hand Surg**, Disponível em: [www.sciencedirect.com.athenea.upo.es/science](http://www.sciencedirect.com/athenea.upo.es/science). Acesso em: 2 de maio de 2009.

WOO, S.L. *et. al.* Conective tissue response tp immobility. Correlative study of Biomechanical measurements of normal and immobilized rabbit knees. **Arthritis and Rheumatism**, v.18, p.257-264, 1975.

WOO, S.L.Y. *et. al.* Anatomy, biology and Biomechanics of the tendon, ligament and meniscus, IN: S.R. Simon (ed.) *Orthopaedic Basic Science* (p.52). Rosemonti IL: AAOS, 1994.

YEUNG, R.S.W., BUCK, J.F., FILLER, R.M.: The significance of fever following operations in children. **J Pediatr Surg**, 17: 347-349, 1982.

ZAMORA, A.J., MARINI, J.F. Tendon and Miotendinous Junction in na Overloaded skeketal musclu of the rat. **Anatomy and Embriology**, v.179, p.89-96, 1998.

## APÊNCICES

## APÊNDICE A – Ficha de aquisição dos dados



Mestrado em Ciências do Movimento Humano / UDESC

Linha de Pesquisa: Biomecânica

Mestrando: Rodrigo Arenhart

Orientador: Aluisio Otávio Vargas Ávila

Pesquisa: Análise Termográfica e Histológica de Tenorrafias em Coelhos Pós-Mobilização Ativa Precoce.

### **FICHA DE AQUISIÇÃO DOS DADOS**

Coelho Nº: _____	Sexo: ( ) Macho ( ) Fêmea
Peso: _____ kg	
Data da Avaliação:	
Estado de saúde: ( ) Ativo ( ) Prostrado	
Imobilização Intacta: ( ) Sim ( ) Não ( ) Perda dia: _____	
Infecção do Corte Cirúrgico: ( ) Sim ( ) Não	

#### Análise Termográfica

Variáveis Mensuradas	15° dia de P.O.	30° dia de P.O.
TMT		
TMV		
TMC		

#### Análise Histológica

Caracterização	15° dia de P.O.	30° dia de P.O.
Fibras Grossas		
Fibras Delgadas		
Angiogênese		
Supuração		

**ANEXOS**

ANEXO A – Protocolo de Aprovação do Comitê de Ética de Pesquisa com Animais (CETEA).



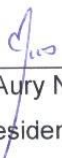
Ofício n° 01/09 – CETEA/CAV

Lages, 15 de Maio de 2009.

Prezado Pesquisador/ Professor .

O Comitê de Ética em Experimentação Animal do Centro de Ciências Agroveterinárias, reunido no dia 24/04/2009, aprovou o projeto de pesquisa de protocolo n° 1.01.09. Origem: Laboratório de Biomecânica –CEFID/UDESC Interessados (as): Prof. Dr. Aluisio Otávio Ávila Vargas e Rodrigo Arenhart Título: “Análise Termográfica e Histológica de Tenorrafias em Coelhos Pós-Mobilização Ativa Precoce(MAP)”. Sem mais para o momento, agradecemos.

Atenciosamente,

  
\_\_\_\_\_  
Prof. Aury Nunes de Moraes  
Presidente do CETEA

ILMO.Sr Rodrigo Arenhart  
CEFID/UDESC

