JOSÉ LUIZ POZO RAYMUNDO

Efeitos da Radiofreqüência nas características mecânicas da cápsula anterior do ombro de coelhos

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Área de Concentração: Ortopedia e Traumatologia

Orientador: Prof. Dr. Olavo Pires de Camargo

São Paulo
2007

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

©reprodução autorizada pelo autor

Raymundo, José Luiz Pozo
Efeitos da radiofreqüência nas características mecânicas da cápsula anterior do ombro de coelhos / José Luiz Pozo Raymundo. -- São Paulo, 2007.
Tese (doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Departamento de Ortopedia e Traumatologia.
Área de concentração: Ortopedia e Traumatologia.
Orientador: Olavo Pires de Camargo.

Descritores: 1.Luxação do ombro 2. Instabilidade articular 3.Ombro 4. Coelhos 5. Eletrocoagulação

USP/FM/SBD-212-07

NORMAS ADOTADAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. Apresentação de originais: NB-1139. Rio de Janeiro,2000.

CONSELHO NACIONAL DE SAÚDE-n^{0}. 01/88: Normas de pesquisas em saúde. Bioética 1955,3: 137-54.

UNIFORM REQUIREMENTS FOR MANUSCRIPTS SBMITTED TO BIOMEDICAL JOURNALS. INTERNATIONAL COMMITTEE OF MEDICAL EDITORS. Ann Intern Med 1997

COMISSÃO FEDERATIVA DA TERMINOLOGIA ANATÔMICA. Terminologia Anatômica (Tradução para o Português por CTA-SBA) São Paulo, Manole 2001, 248.

INTERNATIONAL COMMITTEE ON VETERINARY ANATOMICAL NOMENCLATURA. NOMINA ANATÔMICA VETERINÁRIA. 4ed,ver.Zurich,1994

GUIA DE APRESENTAÇÃO DE DISSERTAÇÕES,TESES E MONOGRAFIAS. Serviço de Biblioteca e Documentação Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. São Paulo SBD-FMUSP 2004.

SUMÁRIO

SUMÁRIO
LISTA DE ABREVIATURAS
LISTA DE FIGURAS
LISTA DE TABELA
LISTA DE GRÁFICO
RESUMO
SUMMARY

1. INTRODUÇÃO.....p 1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....p 9
3. MÉTODOS.....p 49
PROCEDIMENTO ANESTÉSICO.....p 51
PROCEDIMENTO OPERATÓRIO.....p 52
PROTOCOLO DE EUTANÁSIA.....p 56
MÉTODO DE APLICAÇÃO DA RADIOFREQÜÊNCIA.....p 58
MÉTODO DE CONSERVAÇÃO DAS PEÇAS ANATÔMICAS.....p 58
ENSAIO BIOMECÂNICO.....p 58
CUIDADO PÓS-OPERATÓRIO.....p 63
MÉTODO ESTATÍSTICO.....p 63
4. RESULTADOS.....p 64
5. DISCUSSÃO.....p 76
6. CONCLUSÕES.....p 91
7. ANEXOS.....p 93
8. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....p 99

Lista de abreviaturas

a.D.	Antes de Cristo
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
BB	Tendão da Cabeça Longa do Bíceps do Braço
BCUFPEL	Biotério Central da UFPEL
°C	Celsius
Cap	Cápsula
CU	Cabeça do úmero
Def	Deformação
Defmáx	Deformação até o pico do gráfico
Dmáx	Deformação no pico do gráfico
E	Módulo de Young
F	Força
FA	Fase de acomodação
FE	Fase elástica
Fmáx	Força máxima
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
FP	Fase plástica
HC	Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo
IOT	Instituto de Ortopedia Traumatologia
J	Joule
Kgf	Kilo grama força
La	Laser
LGUI	Ligamento glenoumeral inferior
LGUM	Ligamento glenoumeral médio
LGUMS	Ligamento glenoumeral superior
LIM 21	Laboratório de Investigação Médica
Lini	Comprimento sem carga da cápsula e ligamento
mm	Milímetros
MSEscapular	Músculo subescapular
MSupraE	Músculo supraescapular
N	Newton
N/mm	Newton por milímetro
NaCl	Cloreto de sódio
NZ	Coelho Nova Zelândia
RF	Radiofreqüência
SB	Subescapular
SE	Supra – espinal

UFPEL	Universidade Federal de Pelotas
UVUFPEL	Hospital Veterinário da UFPEL
VC	Veia cefálica
VSE	Veia supraescapular
W	Watts

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 : (A) – Modelo de tricotomia realizado.....p 54

(B) – Incisão de três centímetros margem lateral da escápula.....p 54

Figura 2: Visualização anatômica do tubérculo maior do úmero.....p 54

Figura 3 : Ponteira de RF em região anterior da cápsula do ombro.....p 55

Figura 4 : Pós – operatório em segundo dia.....p 56

Figura 5 : (A) Ombro direito preparado para congelamento.....p 57

(B) Peças embaladas e preparadas para congelamento.....p 57

Figura 6 : (A) Aferição da altura da cápsula em relógio comparador.....p 61

(B) Vista da cápsula comprimida pelo paralelepípedo plástico

do aparelho.....p 61

Figura 7: Cápsula em teste de tração com componente escapular preso a garra

universal.....p 62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Variáveis por grupo e nível descrito (p) do teste t de Student pareado.....p 65

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Variável Altura (mm) por grupo.....p 67

Gráfico 2: Variável Lini (mm) por grupo.....p 68

Gráfico 3: Variável área (mm^2) por grupo.....p 69

Gráfico 4: Variável Força Máxima por grupo .....p 70

Gráfico 5: Variável Deformação Máxima (mm) por grupo.....p 71

Gráfico 6: Variável Tensão máxima (MPa) por grupo.....p 72

Gráfico 7: Variável Deformação Máxima (%) por grupo.....p 73

Gráfico 8: Variável Rigidez (N/mm) por grupo.....p 74

Gráfico 9: Variável Elasticidade (MPa) por grupo.....p 75

RESUMO

INTRODUÇÃO - A literatura mostra a utilização da radiofreqüência como alternativa em casos de redundância ou frouxidão de tecido, podendo ser empregada como solução em alguns casos de instabilidade de ombro. O presente estudo avalia os efeitos mecânicos da radiofreqüência em cápsulas anteriores de ombros de coelhos vivos. MÉTODOS – O estudo é comparativo e randomizado, tendo sido realizado em trinta e sete ombros de coelhos, machos, da raça Nova Zelândia, na faixa etária de 4 meses – 6 meses, com peso médio de 3kg 250mg, criados para o projeto e mantidos no Biotério Central da Universidade Federal de Pelotas – UFPEL - RS. O trabalho consta de dezoito ombros do grupo controle sendo estes abertos para gerar instabilidade e não submetidos ao procedimento de radiofreqüência; e dezenove ombros do grupo experimento (radiofreqüência), abertos para gerar instabilidade e submetidos a radiofreqüência com tempo fixado em 7segundos numa temperatura fixa de 65^0C, com tecido embebido em solução salina. Após cinqüenta dias de pós – operatório, os animais foram levados à eutanásia. O material foi mantido em $-21,4^0$C por quinze dias e, após transportado para o Laboratório de Investigação Medica 21 da Universidade de São Paulo – USP - SP, para avaliação de nove variáveis: altura, comprimento inicial sem carga, área da cápsula, força máxima, deformação máxima, tensão máxima, deformação relativa, rigidez e módulo de elasticidade. RESULTADOS – Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos controle e o grupo radiofreqüência, para as variáveis força máxima e rigidez ($p<0,05$), sendo maiores em média, no grupo controle.

CONCLUSÃO – Desse modo a força máxima e a rigidez da cápsula anterior de ombros de coelhos vivos, submetidas à radiofreqüência em um único ponto, diminui após cinqüenta dias.

SUMMARY

INTRODUTION – literature presents radiofrequency as an alternative tool to be used in redundancy or tissue looseness cases, and to be employed as a potencial solution for shoulder instability. The present study evaluated the mechanical effects of radiofrequency usage in anterior shoulder capsules of living rabbits. METHODS - the study is comparative and randomized, it was carried out with thirty seven shoulders of male rabbits (New Zealand breed), with ages between 4 to 6 months, weighing on average 3kg250g that were raised for the project and kept at Central Biotery from Federal University of Pelotas –RS. The study groups encompassed eighteen shoulders as a control group that were operated to generate instability but were not submitted to radiofrequency procedure; and nineteen shoulders as intervention group (radiofrequency), that underwent the same operation procedure but were submitted to radiofrequency by the period of seven seconds at a steady temperature of 65^0C, the tissue was
Embedded in salt solution. Fifty days after surgery the rabbits were taken to euthanasia. The material was kept at - 21,4^0C for fifteen days and later was taken to the São Paulo University-USP Medical Investigation Laboratory(#21), for the assessment of nine variables: height, unloaded inicial length, capsule area, maximum strength, maximum deformation, maximum tension, relative deformation, stiffness and elasticity module. RESULTS – Statistical differences were observed between groups concerning maximum strength and stiffness($p<0.05$), that were higher on average in the contrl group. CONCLUSION – Maximum strength and stiffness of the anterior shoulder capsule in living rabbits, submitted to radiofrequency in a single spot, decreases after fifty days.

INTRODUÇÃO

1. Introdução

O ortostatismo muda a exigência do membro superior no ser humano, leva o tórax a apresentar distância maior no sentido transverso. Com isso altera o posicionamento da escápula em relação à linha média do corpo, posicionando–se esta a 45^0 Hitchcock and Bechtol (1948).

Esse tipo de atitude gera e facilita grande arco de movimento na articulação escapulo-umeral. Assim sendo, a amplitude é pouco contida pela anatomia articular, desfavorecendo a relação cabeça umeral e cavidade glenóide, fazendo com que a estabilidade fique à custa dos restritores estáticos e dinâmicos Turkel et al (1981) .

O ombro apresenta maior mobilidade articular, quando comparada com as outras articulações.Desse modo, ocasiona sobrecarga nas estruturas anatômicas, tais como: ossos, músculos, tendões, ligamentos, cápsula, nervos e vasos. Além disso, pode provocar alterações macroscópicas nos seus substratos histológico, bioquímico e biomecânico.

O desequilíbrio entre as estruturas, por conseqüência causa doenças no substrato tecidual, por atitude repetitiva, ou por problemas traumáticos ocasiona a instabilidade do ombro, que é uma patologia relatada desde os primórdios da humanidade. Apesar de muito estudada, ainda gera dúvidas quanto a sua gênese e quanto ao melhor tratamento e o menos agressivo.

Hipócrates citado por Matsen III, Thomas, Rockwood (1990) reconhece e descreve o tipo de instabilidade (luxação ou subluxação) e sua recorrência, propondo tratamento pela cauterização, o que provoca calor nas estruturas anteriores da articulação, Matsen III, Thomas, Rockwood (1990).

Neer e Foster (1980), Gagey et al (2004) consideram a frouxidão articular do ombro, ocasionada pela redundância do recesso inferior da cápsula articular, como causa da instabilidade multidirecional. Sua correção cirúrgica será feita pela redução do volume articular. Fitzgerald et al (2002) afirmam que a etiologia da instabilidade multidirecional é multifatorial, com alterações funcionais anatômicas, mecânicas e biomecânicas. Já Anderson et al (2002) classificam a instabilidade como multidirecional e esta é vista por esse autor como entidade clínica, com sintomas em duas ou mais direções e com sinal do sulco positivo de duas cruzes.

A articulação do ombro, além do pouco contato entre as estruturas ósseas, é muito exigida. Sendo assim, faz com que ocorra um grande número de lesões, o entendimento dessas patologias e a busca da solução do problema de maneira simples, com a reintegração do paciente a suas atividades, fizeram ressurgir princípios empíricos, como o aquecimento do tecido. Tal atitude remonta a Hipocrátes 460aC que, por meio de um atiçador em brasa, queimava a axila de seus pacientes e mantinha–os com o braço imobilizado junto ao corpo.

Esses princípios só podem ser aceitos se suas atitudes forem comprovadas, sendo o caminho a ciência básica. Entre os métodos de aquecimento, optei pela radiofreqüência que provoca encolhimento das estruturas do ombro, ligamentares e capsular. Desse modo, cabe-nos o correto entendimento de seus efeitos sobre o tecido e como utilizá-la.

Barber et al (2002) afirmam que o encolhimento pelo calor depende de três questões: do tempo sobre o local, do tecido que está sendo submetido ao calor e da temperatura utilizada para o encolhimento. O aquecimento ocasionado pela RF é uma atitude cirúrgica, produz ferida e sabe-se que a cura é um processo natural e harmonioso como evento biológico e que a cicatrização tecidual interfere qualitativa e quantitativamente no tecido.

O aquecimento sobre o tecido é utilizado para provocar cicatrizes, esterilizar feridas e controlar sangramento. Nos dias atuais trata tumores, abre válvulas cardíacas e encolhe tecidos que apresentam frouxidão ou que são redundantes.

O calor é um método importante de agressão ao tecido e o maior quantitativamente, mantidas as proporções entre seu emprego por área à qual é exposta ao calor, ao tempo e temperatura a que foi submetido o tecido.

Provocados pela busca aos eventos biológicos ocasionados pelo calor no tecido e acompanhados pela curiosidade do entendimento de fenômenos ainda não esclarecidos, como alterações biomecânicas, resolvemos estudar o calor causado pela radiofreqüência em cápsula de ombro de coelhos, em um único ponto do tecido escolhido.

A curiosidade suscitou muitas e sucessivas perguntas tais como:

Será o calor que se emprega para o encolhimento do tecido de cápsulas de ombro de coelhos, com tempo determinado, um fator que contribui para a solução do problema clínico como a frouxidão da cápsula do ombro?

A maneira de queimar esse tecido e o sentido no qual a realizamos também pode influenciar o encolhimento?

Com a proposta de melhor entendimento, estudamos a RF em ombros de coelhos da raça Nova Zelândia na faixa etária de quatro a seis meses em determinada área, com técnica de emprego do aquecimento ao tecido do ombro em um único ponto. Após o procedimento cirúrgico, os espécimes permanecem no local habitual em que são criados, por um período de cinqüenta dias. Cumprido o período do protocolo, submetem-se os animais à eutanásia, quando são retirados a escápula e o úmero, sendo de imediato congelados em temperatura de – 21,4^{0}C, Reckers et al (2005) Paiva (2006).

Após o período de quinze dias são transportados para o Laboratório de Investigação Médica 21 (LIM) da Universidade Estadual de São Paulo (USP) para serem avaliados biomecanicamente.

OBJETIVO

OBJETIVO

Avaliar os efeitos mecânicos da radiofreqüência em um único ponto, em cápsulas anteriores de ombros de coelhos vivos, levados à eutanásia após cinqüenta dias.

REVISÃO DA LITERATURA

REVISÃO DA LITERATURA

As alterações ocasionadas no tecido colágeno, ao ser submetido ao aquecimento, tem despertado curiosidade. A contração do colágeno e da gelatina é estudada por Pankhurst (1947), quando o tecido é aquecido em água na temperatura de 62^0C, contraindo ele mesmo, quando deixado secar. Isso mostra sua habilidade em reidratar-se, se imerso em água. O autor afirma que o mecanismo da contração hidrotermal não é bem esclarecido, o ponto comum dos questionamentos deixa claro que tal fenômeno tem efeito cumulativo, assim como o do colágeno, o qual depois de seco reduz sua habilidade em absorver água, provavelmente devido a novos elos entre as cadeias polipeptídicas.

O efeito cumulativo leva–nos a deduzir que o termo contração incipiente parece apropriado para descrever o fenômeno com taxa de baixa temperatura. Flory and Garret (1958) dizem que a variabilidade de encolhimento de diferentes espécimes é a mesma dentro das mesmas condições de calor .

Verzár and Nagy (1970) estudam a parte insolúvel do colágeno em caudas de tendões de ratos durante a desnaturação termal isométrica e isotônica, sustentando que a desintegração é a primeira manifestação morfológica da desnaturação isotônica, que ocorre por volta de 55^0C. No entanto, aqui, ainda o tecido conserva seu padrão, não estando presente a contração. Desse estágio para a contração máxima registrada, são encontrados estágios intermediários de completa destruição da estrutura do colágeno, entre 63^0C e 65^0C.

Steiner and Hermann (1989), estudando cápsulas de ombro humanos, concluem que em função do reduzido contato entre a cabeça do úmero e a cavidade glenóide, elas não apresentam homogeneidade estrutural em suas fibras colágenas capsulares, demonstrando densidade aumentada de medial para lateral e área de enfraquecimento entre o tendão do músculo supra- espinal e o tendão do músculo subescapular.

Neer (1970) (1990) descreve o termo intervalo rotador, para definir a região compreendida entre a porção anterior do músculo supra-espinal e a porção superior do músculo subescapular, sendo essa região enfraquecida..

Harryman et al (1992) estudam a lassidão da articulação glenoumeral normal, sabendo da grande variedade de testes clínicos para determinar direção e magnitude da translação da cabeça do úmero sobre a face da cavidade glenóide. Esse estudo inclui oito homens normais voluntários entre 25 e 45 anos, nenhum atleta, todos sem passado de trauma ou de algum sintoma de patologia no ombro.

Os autores comprovam que ombros assintomáticos podem mostrar substancial translação sobre os testes clínicos de frouxidão. Tais ombros são estudados em 35% da cabeça umeral e subluxam anterior e posteriormente, sendo que o percentual pode variar de acordo com o teste realizado.

O reconhecimento clínico da frouxidão varia com a individualidade. Fatores, como estrutura do tecido conjuntivo, anatomia capsular, ligamentar, labral e a forma da superfície ósseas participam da estabilidade glenoumeral.

Lubowitz et al (1996) tentam responder, por meio de estudos com ressonância nuclear magnética, ultra-sonografia e por introdução de solução salina com agulha, qual o volume capsular de ombros. O estudo é realizado em quatro cadáveres, concluindo que é de 52 ml e que, após o pregueamento, a redução é de 57%.

Hayashi et al (1996) estudam as propriedades histológicas e biomecânicas após o emprego da energia produzida por Laser em cápsula medial e lateral de joelhos de coelhos brancos estudadas *in vitro.*

O tecido encolhido decresce em rigidez e é proporcional ao grau de alterações termais do próprio tecido conforme demonstra a percentagem da área de fusão e percentagem total da área de análise histológica. Os autores chegam à conclusão que as alterações de encolhimento ocasionadas pelo Laser são similares às produzidas quando o colágeno é exposto à água com temperatura por volta de 62^0C, pois em ambos casos o tecido desnatura. Os efeitos ocasionados pelo Laser são fotoquímicos, fotomecânicos e fotoacústicos, mas o efeito principal é fototérmico. A segunda observação dos autores é que o tecido apresenta anisotropia, isto é varia suas propriedades materias com a direção. E a terceira observação é que a cápsula articular tem uma única característica: sua camada superficial tem, como característica, determinar a forma e função da cápsula.

Hayashi et al (1997) seguem buscando explicações sobre os efeitos fototermais do Laser na articulação do ombro, com o propósito de contribuir nos efeitos sobre os portadores de instabilidade glenoumeral multidirecional na tentativa de resolução do problema e reintegração do portador em suas atividades o mais rápido possível. As

alterações demonstram, nesse estudo, que o tecido, embebido na solução de ringer lactato a 65^0C, apresenta encolhimento do tecido capsular do ombro. Os autores afirmam que as propriedades termais do colágeno variam com a idade do animal e com as condições ambientais.

Como resultados do estudo, evidencia-se que os efeitos hidrotermais do calor sobre o encolhimento histológico e as propriedades ultra-estruturais da cápsula glenoumeral ocorrem com 65^0C.

Vangsness et al (1997) avaliam os efeitos do encolhimento do colágeno em tendões obtidos em banco de tecido. O efeito obtido de 10% de encolhimento foi avaliado mecânica e histologicamente, sendo que 70% do tendão permanece sem alteração, por volta de 70^0C.

O teste de tensão dos tendões encolhidos é de 10%, e o tendão que permaneceu inalterado diminui a falha, quando submetido a carga em 1/3 da força. Do ponto de vista histológico, há difusa desnaturação e degeneração dos elementos do colágeno, mas o tecido adjacente a esas alterações, é normal. Os autores concluem que o colágeno pode ser encolhido pela aplicação do calor.

Schaefer et al (1997) examinam tendões patelares de coelhos brancos, correlacionando comprimento, rigidez e estrutura do tecido conjuntivo em estudo randomizado. A dose é calculada em 300 J/cm^2, num total de treze coelhos, sendo sete avaliados após o encolhimento e seis, após oito semanas.

O encolhimento do tecido foi de 6.7%, bem menor do que estudos prévios a esse, quando utilizaram a mesma dose. Outro autor, usando a dose de 180 J/ m^2, reportou a 35% de diminuição do comprimento.

Após o período de oito semanas encontraram o tecido esticado além do comprimento normal com carga fisiológica.

Histologicamente as mudanças das propriedades e a geometria são acompanhadas de resposta fibroblástica pelos tendões remanescentes. O que chama atenção é que o tendão patelar traumatizado e o tendão injuriado pelo calor têm o mesmo aspecto.

Fatores, como o grau do tecido danificado e o tempo de avaliação após a injúria, provocam dicotomia. Os resultados desse estudo demonstram que após o encolhimento inicial, há diminuição da rigidez e pode o tecido tendinoso esticar-se além do comprimento pré - encolhimento quando exposto a carga fisiológica.

Naseef et al (1997) avaliam cápsulas de joelhos de bovino, submetendo-as ao encolhimento com Laser e com RF, afirmando que as alterações produzidas por ambos é semelhante. O objetivo deste trabalho é aproveitar as conclusões desses autores na instabilidade de cápsulas de ombros, sabendo que a cápsula glenumeral, ligamentos e tendões do ombro são compostos de colágeno tipo I, por volta de 83% .

Quando é produzido calor sobre o tecido colágeno acima de 60^0C, as fibras colágenas que são organizadas em estado semicristalino fundem-se em gel e, como tal, o colágeno é encolhido e apresenta orientação randomizada das cadeias polipectídeas. Isso ocorre porque há desnaturação das fibras, o que corresponde à diminuição do comprimento molecular. Afirmam os autores que desnaturação das fibras depende tanto

da temperatura, quanto do tempo de duração do calor no local e que o limiar de calor é por volta de 60^0C – 62^0C, bem como o máximo de encolhimento do comprimento alcançado é de 50% .

Obrzut et al (1998) estudam cápsulas de ombro de ovelhas, sendo essas cápsulas colocadas em solução salina de ringer lactato a 37^0C e submetidas ao encolhimento, em varias temperaturas, pela RF. Nas temperaturas abaixo de 65^0C, o encolhimento é de 4% , com temperatura até 80^0C, é de 14%. Há também alteração no sentido das fibras e na qualidade do tecido. Ressaltam os autores que, com 60^0C, já existe desnaturação parcial.

Relatam, igualmente que fatores, que fatores como energia produzida pela RF, tempo utilizado para o encolhimento, temperatura da solução que o tecido fica imerso, distância da ponteira ao tecido, tamanho e forma do eletrodo e condução do calor, influenciam na resposta.

Essa mesma RF pode apresentar complicações, tais como necrose epitelial e necrose generalizada.

Lopez et al (1998), com o propósito de estudar e avaliar o efeito da radiofreqüência sobre as propriedades histológica e ultra - estrutural em cápsula de joelhos de ovinos *in vitro*, colocam o tecido retirado em solução de ringer lactato a 37^0C e utilizam temperaturas de 45^0C ,65^0C e 85^0C.

A análise histológica evidencia dano termal em todas temperaturas, com fusão das fibras colágenas e picnose do núcleo fibroblático. Nesse estudo, os autores mostram que a

RF afeta as interações intramoleculares entre colágeno ou cadeias alfa pelo efeito termal, resultando em desorganização das fibras e, daí, a mudança de conformação do tecido.

Hecht et al (1998) usam como modelo experimental, ovelhas, realizando seu estudo em cápsula de joelho. Empregam aparelho monopolar com temperatura de 65^0C.

Histologicamente houve reação tecidual com concomitante degradação de fibras colágenas e síntese de novo colágeno, resultando na quase completa remodelação do tecido da cápsula articular do joelho das ovelhas. Os autores afirmam que a temperatura ideal para o encolhimento do tecido colágeno é de 60^0 C – 80^0C e, se a temperatura exceder a 100^0C, o colágeno torna–se gelatina amorfa, podendo o tecido ser vaporizado ou carbonizado. Quanto à rigidez esta diminui aumentando o relaxamento do tecido gradualmente, retornando ao nível normal de 6 a 12 semanas.

Os autores comentam em seu estudo, que o trabalho foi realizado em tecido normal, isto é, articulação sem patologia

Schaller (1999) descreve a anatomia do coelho, refere-se aos quatro apoios, sendo duas mãos e dois pés, à sua região dorsal, região vertebral torácica, região interescapular em formato elíptico. A relação de movimento dos ossos do membro torácico é como a dos outros animais que utilizam apoio em quatro pontos. O coelho, como se apóia com as mãos impulsiona-se também com auxílio de seu membro torácico, por isso sua exigência é maior. Os ossos do membro torácico são: escápula, úmero, clavícula. Especificamente, a escápula apresenta suas fossa subescapular, fossa infra-espinhal e fossa supra-espinhal, tubérculo supraglenoideo, cavidade glenóide, processo coracóide.

O úmero apresenta cabeça, colo do úmero, tubérculo maior, tubérculo menor, tubérculo intermediário, sulco intertubercular e tuberosidade deltóide, com o angulo entre a cabeça do úmero e corpo do úmero tendendo a 90^0.

Os músculos e vasos do coelho apresentam semelhança com os dos humanos: músculo subescapular, músculo supra-espinhal, músculo infra-espinhal, músculo bíceps braquial, músculo deltóide, músculo redondo maior, redondo menor e músculo córaco braquial. Os vasos relacionados ao membro torácico são: veias cervicais superficiais, veia cefálica, veia supra-escapular. As artérias são: artéria axilar, artéria circunflexa umeral caudal e artéria circunflexa umeral cranial

Para Shellock (1999) a coagulação do tecido colágeno ocorre dentro da faixa de 60^0C–75^0C, levando a desnaturação desse tecido. O autor avalia a energia pela RF induzida por calor do eletrodo bipolar versus monopolar.O eletrodo bipolar tem três milímetros de diâmetro regulado em nível um de energia. O eletrodo monopolar P4, 35W, 65^0C.

As características observados pelo autor dizem que há mudança da cor do tecido, com brilho inicial. Após, a coloração do tecido fica bronzeada durante aquecimento, adicionalmente o tecido encolhe e torna-se rígido. O tempo utilizado é de cinco segundos, sendo todos os sinais anteriores observados e, em todos os tecidos do experimento, a profundidade é de 1-2 mm. No caso do eletrodo bipolar a temperatura média obtida é de 87^0C, estatisticamente significante ($p<0.05$).

Para o eletrodo monopolar, a temperatura média obtida é de 93.8^0 C, os mesmos tempos utilizados com o outro eletrodo. Há também significância estatística.

A coagulação termal do tecido colágeno pode ser usada tanto pela bipolar, quanto pela monopolar. O eletrodo trabalha com calor condutivo, que deve ser entendido como condução passiva da ponteira e desta para superfície do tecido, e calor resistido, que é o resultado do calor que passa através do tecido.

Hecht et al (1999) realizam estudo em ovelhas e salientam que é realizado em articulações normais de cápsula de joelho, não sendo esclarecido o quanto o tecido encolheu, mas que os animais podem caminhar livremente após o procedimento. A energia liberada é influenciada pela velocidade, pressão do contato da sonda sobre o tecido a ser encolhido, área de contato, temperatura e média do fluxo da solução de lavagem.

O estudo é desenvolvido com RF monopolar e após 12 semanas, diminui a rigidez e o comportamento viscoelástico do tecido. A recuperação ocorre após 6 semanas, alterando as propriedades mecânicas da cápsula, associando-se esse fenômeno à parcial desnaturação do tecido capsular.

Os autores dizem que a quantidade apropriada da energia liberada depende do encolhimento visível e da experiência clínica. Com estudos futuros, essa linha de pesquisa pode clarificar as modificações termais sobre o tecido musculoesquelético.

Wall et al (1999) inclui o encolhimento capsular do ombro como uma proposta recente de terapêutica para frouxidão capsular, a qual pode ser provocada pela redundância do tecido, lesão ligamentar ou por ambos, levando à instabilidade.

O encolhimento pode ocorrer por métodos químicos ou termais. Com atenção voltada para as mudanças mecânicas e morfológicas induzidas pelo calor, em tendões de pés de bovinos, com variação de cinco temperaturas 59.5^0C – 61.5^0C – 62.5^0C – 63.5^0C – 65.5^0C, fica evidente a relação entre tempo e temperatura, com encolhimento máximo de 30.6% +/- 7.3%. A área aumenta, e as propriedades mecânicas decrescem, já que estas propriedades independem do método para o encolhimento.

Entre as medidas que influem nos resultados do encolhimento, estão: fonte do colágeno, a idade e o modelo arquitetônico, isso pode explicar por que algumas regiões da cápsula do ombro respondem diferente ao encolhimento.

Quando o encolhimento ocorre rapidamente, esse fenômeno está relacionado com a alta temperatura e, quando é lento, relaciona - se com a baixa temperatura e longa exposição ao calor. Autores sugerem que o mais adequado é utilizar a baixa temperatura para o melhor controle do encolhimento, sabendo que esse ocorre mesmo antes de alterar as propriedades mecânicas.

Arnosczky e Aksan (2000) mostram as modificações, referente a ligamentos e cápsula, dizendo que essas estruturas (tecido colágeno) são compostas por três cadeias polipeptídicas, as quais são estabilizadas pela organização dos elos cruzados intramoleculares. As moléculas são agregadas com modelo paralelo, a fim de formar as

fibrilas colágenas. A organização fibrilar é mantida por elos cruzados, que proporcionam um tecido com propriedades tênsil.

Quando o tecido colágeno é aquecido, os elos cruzados são quebrados e passam de altamente organizados para uma estrutura cristalina randomizada, em estado de gel (desnaturação). A temperatura que provoca tais alterações ocorre aos 65^{o}C. E essas alterações são dependentes de vários fatores incluindo a temperatura e tempo. Outros fatores, como idade, espécime em estudo, ph e concentração de eletrólitos ao redor do ambiente, a concentração e orientações das fibras colágenas e níveis de hidratação do tecido, também interferem nessas mudanças.

Estudos *in vitro* e *in vivo* permitem informar que em cápsulas de ombros de cadáveres, a rigidez do colágeno aquecido decresce, as propriedades viscoelásticas permanecem inalteradas. *In vivo* as alterações acontecem como morte celular, fibroplasia, neovascularização e cicatriz fibrovascular. Esses estudos foram realizados em ovelhas e coelhos e mostrando, que as modificações começam a ocorrer sete dias após o tratamento com hiperplasia e aumento da atividade. Entretanto não há unanimidade na opinião quanto à recuperação das propriedades biológicas do tecido.

Após o encolhimento, o tecido é colocado em temperatura ambiente, e algumas moléculas de colágeno permanecem com sua tripla hélice, a qual é chamado de renaturação, uma vez que vem acompanhado de relaxamento de 5% a 10% da quantidade do colágeno encolhido. A correlação da renaturação com a utilização clínica do encolhimento evidencia que o binômio tempo e temperatura são importantes. Para os autores, é preferível a baixa temperatura, visto que ela miniminiza o risco de diminuição

excessiva da rigidez. As alterações teciduais aparecem com sete dias após o encolhimento e, depois de quatro semanas, se submetidas a carga fisiológica, apresentam alongamento. Quando à opinião definitiva a respeito do tempo de modificações teciduais relacionadas à carga ainda não há consenso.

Ainda restam dúvidas sobre quais são as melhoras provocadas pelo encolhimento. A fibroplasia, o afinamento capsular e a formação secundária de cicatriz ocorrem após o insulto tecidual. Acredita-se que não exista um único mecanismo para melhora após as modificações termais da cápsula articular, que, além disso o encolhimento inicial, o espessamento capsular e a diminuição das terminações aferentes sensitivas possam influenciar na melhora pós-operatória.

Osmond et al (2000) comparam os efeitos do calor produzido pelo Laser e RF monopolar. O Laser aquece o tecido sobre o efeito fototérmico, é uma forma de energia eletromagnética usada para redução e abrasão. Já a radiofreqüência monopolar aquece o tecido pela agitação iônica devido a alta freqüência, alternando a corrente de fluxo entre a sonda e a placa. Suas observações são feitas em cápsulas de ombro de 21 ovelhas fêmeas, com peso entre 46–80 kg.

Como resultados, os tecidos tratados com RF têm difuso espessamento, não se observando descoloração, mas visível encolhimento. As modificações capsulares do Laser e radiofreqüência confirmam os achados de prévios estudos de que o tecido colágeno pode ser modificado por ambos os tipos de energia. O tecido encolhe com calor de 65^0C–75^0C.

Há muitos fatores que influenciam a magnitude do encolhimento, incluindo a área de tratamento, qualidade do tecido, orientação das fibras colágenas, duração da aplicação e distância do topo do tecido.

As diferenças que existem é que o Laser é calor por meio de ação fototérmica e é mais localizado, e a RF é o calor por agitação molecular com alta freqüência e apresenta um espessamento difuso.

A RF tem custo menor, o que não ocorre com a utilização do Laser. Porém o Laser é de fácil aplicação, pode ser utilizado para abrasão, coagulação e encolhimento.

Os autores dizem que os resultados devem ser interpretados com cautela. Em primeiro lugar o modelo experimental não é o ideal (ovelhas) por sua geometria articular. Em segundo, a temperatura é influenciada pela solução de irrigação, a velocidade de pressão do contato aplicação da sonda.

Lopez et al (2000) comparam o encolhimento em cinco temperaturas 45^0C,55^0C, 65^0C, 75^0C e 85^0C, em cápsulas articulares de joelhos de ovinos. Não há diferenças significativas nas temperaturas de 65^0C,75^0C e 85^0C quanto à rigidez do tecido, apesar de haver encolhimento nas temperaturas mais baixas.

Wallace et al (2000) têm a preocupação de esclarecer modificações termais e seus efeitos pela ciência básica. Quando as alterações teciduais ocorrem por RF. são ditadas pelo magnitude da liberação da energia, tamanho da ponta do eletrodo, tempo de aplicação e temperatura. A microvasculatura apresenta mudanças que são caracterizadas

em três zonas: coagulação, estase e hiperemia. No momento da reparação da ferida ocorre reepitelização, crescimento do tecido de granulação e contração.

Especificamente, a radiofreqüência e seus efeitos sobre o tecido de ovinos mostram que após sete dias, ocorrem lesões circunscritas, necrose avascular central ao colágeno fusionado, cercado por vasos trombóticos. Nesse período, não existe aumento da vascularidade nem inflamação.

Não há evidência de dano abaixo na musculatura, as camadas sinoviais são preservadas, o que sugere que a irrigação durante a artroscopia apresenta algum efeito de proteção.

O Laser e a RF possuem efeitos similares, e a escolha está baseada no custo, segurança e habilidade em controle quantitativo do calor emitido. A recuperação das propriedades mecânicas ocorrem doze semanas após a cirurgia.

As alterações fisiológicas, morfológicas e bioquímicas na frouxidão capsular, quanto à instabilidade multidirecional e unidirecional, requerem definições.

Wallace e Emery (2000), fazendo uma avaliação de fatores desencadeantes, diagnóstico e tratamento para a correção da instabilidade glenoumeral, afirmam que a introdução da artroscopia e o encolhimento térmico por Laser ou RF, têm o mesmo mecanismo de funcionamento. Testes mecânicos em ligamentos glenoumerais inferiores revelam significante diminuição da rigidez - acima de 10% de encolhimento - em humanos.

Em quarenta e dois pacientes com instabilidade bilateral, foram obtidas biopsias simples de 3–38 meses após o encolhimento, o qual evidenciou toda a celularidade maior do que o normal três anos após a cirurgia. A capacidade de as fibras curvarem-se no modelo de fibras normais inicia seu aparecimento doze meses após a cirurgia , sugerindo que o processo de recuperação tecidual é lento.

Tibone et al (2000), com o propósito de determinar a translação da cabeça do úmero em relação à cavidade glenóide após a utilização RF, aplicam força de 15N – 20N no úmero de cinco cadáveres. O ombro é fixado em 90 graus de abdução e rotação externa, sendo o sonda aplicado ântero-inferior. O resultado mostra que a translação anterior decresceu 41% com 15N e 42% com 20N.

A translação posterior decresceu 36% com 15N e 35%, com 20N. Dizem os autores que a RF pode ser usada para decrescer tanto translação anterior quanto como posterior *in vitro* e que os outros efeitos necessitam de estudos.

Ciccone et al (2000), tendo o objetivo de determinar a profundidade segura, quando do uso da radiofreqüência em cirurgias realizadas sobre a cápsula do ombro, dissecam oito cápsulas de ombro de cadáveres recentes na faixa etária de 64–98 anos de idade. Em seqüência, dividem em seis quadrantes, sendo excluído o intervalo rotador por ser fino, friável e com ausência de cápsula.

A verificação das propriedades biomecânicas da cápsula lateral, espessura medida em quatro quadrantes, apresenta média de 3.03 mm no lado da cavidade glenóide para média de 2.17 mm do úmero.

Shellock e Shields (2000) referem-se ao tecido colágeno encolhido, dizendo que a temperatura muda em função do tipo de gerador de radiofreqüência e do eletrodo usado. Durante a liberação da energia a passagem da corrente dentro do tecido produz calor resistido, aumentando na interface entre tecido e eletrodo. A liberação da energia pela radiofreqüência é sempre acompanhada da mudança de cor e alterações teciduais e, ao teste de palpação, há aumento da tensão do tecido encolhido. O engrossamento do tecido é verificado por palpação e manipulação manual.

Esse estudo mostra que o tecido submetido ao encolhimento pela RF demonstra latência termal, que é o aumento de temperatura após o término da energia liberada. Os autores afirmam que o aquecimento ocorre por dois mecanismos: calor rápido resistido ao redor do eletrodo de RF e condução lenta do tecido aquecido a grande distância.

Esses autores produzem o encolhimento usando o método de pintura do tecido. As mudanças ocorrem relacionadas à dose regulada no aparelho, sendo que nenhuma das temperaturas registradas em diferentes profundidades danificam estruturas anatômicas, conforme as condições descritas.

Fanton and Khan (2001) referem-se à instabilidade do ombro, afirmando que esta é causa freqüente de limitação funcional em atletas recreacionais e competitivos. Sabe-se que isso ocorre por macrotrauma ou por gradual microtrauma de repetição.

Em 1990, o uso da energia termal foi pioneira no encolhimento e, em 1996, foi utilizado na artroscopia para realizar a pregueamento da cápsula.

O conceito do uso de calor altera a estrutura do colágeno, afetando internamente seu comprimento.

A RF pode ser entendida como uma forma de energia eletromagnética a qual produz aquecimento do tecido, oscilando intracelular e extracelularmente, podendo produzir efeitos abrasivos e não abrasivos. Os autores referem-se ao encolhimento como sendo de 30%-70% a 70^0C e que este dependendo das variações experimentais mais quais estão incluídas duração do tratamento, a qualidade do tecido, densidade e orientação da direção das fibras. Citam também que a temperatura ideal está entre 65^0C e 75^0C.

Há dois tipos RF monopolar e bipolar RF. A RF bipolar proporciona alta temperatura com muito pequena profundidade, 1mm. Atualmente foram desenvolvidos novos tipos de ponteiras para que a profundidade passe para 2 mm.

O emprego da RF tem duas indicações: pacientes com cápsulas intactas quais desenvolvem instabilidade de ombro por repetido microtrauma e casos associação com reparo labial.

Para os autores, a estabilização eletrotermal é de reconhecido sucesso como tratamento alternativo em atletas. O procedimento com dois anos de evolução é igual ou superior a outros métodos de tratamento, é de fácil realização e de poucas complicações, mas maior seguimento se faz necessários a fim de para determinar se os resultados deterioram ao longo do tempo.

Ejnisman (2001) realiza estudo imuno-histoquímico dos mecano-receptores do ligamento glenoumeral inferior de cadáveres humanos, afirmando que esses mecano-receptores estão mais próximo à porção da inserção do lábio glenoidal. Em cadáveres com idade inferior a trinta anos, há predomínio dos receptores nervosos tipo Ruffini na

região mais próxima do colo anatômico do úmeroe, em cadáveres e, acima de trinta anos predominam terminações nervosas livres.

Medvecky et al (2001) falam da utilização da energia termal para o tratamento da redundância capsular do ombro, podendo ser por método aberto ou fechado. Ressaltam que as alterações ultra-estruturais surgem acima de 60^0C.

Com encolhimento, as alterações mecânicas são de menos de 15%. Também enfatizam que o ponto final do melhor encolhimento não é conhecido, assim sendo a estimativa clínica e a redução volumétrica são usadas como guia de tratamento.

O uso da energia termal fica para o reparo capsulolabral, para alterações do pinçamento interno e para a instabilidade multidirecional, mas observações adicionais são necessárias para determinar a quantidade de energia necessária ao encolhimento e à quanto a destruição tecidual.

A aplicação da energia termal no tecido colágeno pode resultar encolhimento sem mudanças de força ou de propriedades de relaxamento do tecido.

Então, efeitos clinicos, propriedades mecânicas e durabilidade das alterções produzidas no colágeno necessitam ser analisadas. Hayashy and Markel (2001) reafirmam a utilização da RF e do laser como método de encolhimento do tecido articular. Este tecido pode encolher na temperatura de 70^0C – 80^0C.

Após seu aquecimento, o tecido apresenta efeitos deletérios e diminuição das propriedades mecânicas , desnaturação do colágeno e necrose celular. Após a reparação, o tecido é ativamente recuperado pela população residual de fibroblastos e células vasculares. As células viáveis deixadas entre o tecido tratado melhora o processo de cura.

Comentam os autores que a as informações fornecidas pelas fábricas não são confiáveis e induzem ao erro. Estudos serão indispensáveis para esclarecer vantagens e desvantagens do aparelho.

Levy et al (2001), em estudo longitudinal, avaliam o encolhimento capsular termal para o ombro instável. Foram avaliados 99 ombros, sendo 38 pacientes tratados por RF e 34 pacientes, por Laser, com seguimento de 40 meses e 23 meses. Com Laser, houve falha de 36.1%, sendo que mais da metade apresentam luxação. No grupo em que o encolhimento foi por RF, a falha foi de 23.7%. Acreditam os autores que as alterações causadas pelo calor termal modifiquem a propriocepção e que isso venha a influenciar a resposta do tecido tratado.

Levine et al (2001) sustentam que a instabilidade multidirecional é um desafio e que atletas que não respondem a métodos conservadores devem ser levados a tratamento cirúrgico. Além disso reforçam que atletas de contato necessitam ser submetidos ao pregueamento capsular inferior, pois é alto o número de casos recorrentes. A capsulorrafia termal é uma alternativa atraente, mas ao mesmo tempo, requer estudos futuros para definir dessa técnica como opção nas instabilidades citadas.

Rath and Richmond (2001) relatam caso de complicações de encolhimento termal em paciente com instabilidade voluntária do ombro. Três meses após, nova intervenção foi realizada e, por tal razão, afirmam que a RF torna friável o tecido, causando incapacidade de segurar pontos convencionais. Tal fato deixa claro que a RF não é um

procedimento inocente ao tecido e que sérias complicações, como diminuição da variação de tamanho das fibras ocorrem, com o aumento da temperatura do tecido. Desse modo, que deve haver cuidado no pré-operatário e pós-operatório.

Wallace et al (2002) lembram que a falha da abordagem artroscópica não esta associada ao desgarramento das estruturas labiais, e sim à excessiva ou recorrente frouxidão da cápsula articular. A energia termal reduz a redundância capsular, os estudos com Laser e RF têm demonstrado redução do comprimento, força e rigidez, imediatamente após o tratamento *in vitro.* Poucos autores têm demonstrado essas afirmações *in vivo* e muitos estudos de ciência básica são realizados em animais normais nos quais não há alterações de frouxidão do tecido e na cinemática articular.

Esse trabalho é realizado em ligamentos mediais do joelho de coelhos nos quais foi alterada a inserção na tíbia, o que ocasionou frouxidão da estrutura. Então foram submetidos a RF, sendo observados imediatamente após o aquecimento, com 3 semanas e 12 semanas.

No lado em que é realizado o encurtamento da inserção do ligamento colateral medial, sem aquecimento do tecido, com três semanas há encolhimento, isso visto por análise morfológica, sendo o processo ativo.

A hipótese dos autores sobre o aumento da frouxidão, é que as alterações de carga sejam um processo auto-regulador de contração, permitindo o encolhimento e o alongamento espontâneo com três semanas. O mecanismo desse efeito interessante não tem sido ainda determinado, podendo ser uma propriedade intrínseca das células ligamentares ou, de outra maneira, uma infiltração de células escarificadas extrínsecas.

Significante encurtamento após a cirurgia e o aumento da suscetividade à carga e falha do tecido com carga fisiológica na fase inicial da cirurgia, os achados poderão ser interpretados com severas limitações, e um novo trabalho será requerido, a fim de para determinar a precisa indicação e os limites seguros para mobilização do período pós-operatório imediato.

Ritzman and Parker (2002) estudam o emprego do calor no tecido. Do estado de cristalização para o estado de randomização, a temperatura deve estar por volta de 60^0C – 65^0C. O tempo de exposição ao calor e a temperatura é que comandam o encolhimento. O aquecimento leva à desnaturação do colágeno, induzindo a morte histológica da cápsula. As propriedades biomecânicas decrescem. A resposta biológica reparativa é caracterizada por fibroplasia, neovascularização e ferida fibrovascular, podendo ser restauradas suas propriedades dentro de 6 – 12 semanas. Esses autores citam que há preocupação por parte de outros autores quanto ao tempo de imobilização do tecido queimado.

Gerber and Warner (2002) concordam que se faz necessário a restauração da anatomia normal do ombro para a solução da instabilidade. A capsulorrafia termal é uma modalidade recente no arsenal terapêutico, apesar de ter uma resposta pobre, devido ao desconhecimento da biologia articular e alterações mecânicas. Embora as modificações termais ocorram em nível celular e molecular, pequeno é o conhecimento na ultra-estrutura normal da cápsula de ombros humanos.

A matriz extracelular e a dos proteoglicanos, são modificadas pelo calor ou danificadas por ele. A capsulorrafia termal seduz por sua simplicidade de aplicação. Por isso, é largamente aplicada, mas sem grande validação clínica

Andary et al (2002) avaliando cápsula e os ligamentos anatomicamente quanto a sua vascularização e à relevância para o tratamento cirúrgico das patologias do ombro, mostram que a cápsula posterior apresenta um suprimento vascular maior, assim como o ligamento glenoumeral inferior, em suas bandas anterior e posterior é menos vascularizado. Os vasos dominantes no ombro correm no sentido horizontal, sendo esse modelo mais evidente na parte inferior da cápsula, assim como no ligamento glenoumeral inferior. Os autores afirmam ainda que o encolhimento térmico leva à trombose dos vasos capsulares, comprometendo as propriedades biomecânicas. Por essa razão manifestam preocupação com o tempo de imobilização para a cura do tecido encolhido pelo calor. A técnica utilizada para provocar o encolhimento térmico, quando com modelo em rede do calor, preserva uma faixa viável de tecido entre a cápsula queimada e a parte que não

entrou em contato com a ponteira de encolhimento. Esta demonstra cura rápida, quando comparada com a técnica realizada em pinceladas.

Fitzgerald et al (2002) referem - se à etiologia da instabilidade multidirecional, dizem que ela é multifatorial, com anormalidades nas estruturas biomecânicas e mecânicas da cápsula do ombro. Entre elas estão o excessivo volume capsular e a frouxidão patológica, primariamente no ligamento glenoumeral inferior. O tratamento cirúrgico dos casos que não respondem às medidas de reforço dos estabilizadores do ombro, está baseado em diminuir o volume da cápsula do ombro e identificar alguma lesão do complexo ligamentar ocasionada durante a instabilidade crônica.

Sabe-se que a superposição do tecido, ou melhor, o encolhimento da cápsula é uma opção, podendo ser realizado por via aberta ou artroscópica. O uso da energia termal, para diminuir o volume da cápsula do ombro, é um conceito relativamente novo, e poucos resultados têm sido relatados.

Trinta e três ombros foram tratados com energia termal, todos tinham passado por seis meses de fisioterapia, com pequena ou nenhuma melhora. O protocolo quanto ao local e ao tempo de contato da ponteira com o tecido recomenda que ela permaneça até o momento em que a cor branca se transforma em amarela e que o encolhimento seja visível.

Abrams et al (2002) fazem revisão dos avanços no tratamento da instabilidade anterior, posterior e multidirecional do ombro. Quando se refere à capsulorrafia termal, enfatizam que a relação tempo e temperatura influencia na quantidade de encolhimento e nos efeitos das propriedades mecânicas. Também ressaltam que há limite para a

quantidade de tecido a ser encolhido antes de o colágeno ser significativamente enfraquecido e desnaturado. O método de aquecimento é um adjunto de outros procedimentos artroscópicos no tratamento da instabilidade do ombro, como instabilidade anterior, posterior, multidirecional e microinstabilidade, associado ao pinçamento interno.

Trenhaile and Savoie (2002) discutem os novos horizontes do entendimento na instabilidade glenoumeral, em função da busca pela esporte. Biomecanicamente, o manguito rotador íntegro proporciona forças de compressão da cabeça do úmero sobre a cavidade glenóide, assim resiste às translações de força sobre a articulação. Nas opções de tratamento, está incluída a RF, com o intuito de restabelecer a tensão da cápsula com aumento da estabilidade. O processo de encolhimento pelo calor capsular ocorre com alargamento e encurtamento das fibras colágenas, com o aumento da tensão. O efeito termal quanto à profundidade e área envolvida é proporcional à potência na ponta da sonda e à temperatura liberada. Após a aplicação da RF, o tecido enfraquece e, com o propósito de remodelação da ferida, ocorre novo encurtamento no seu comprimento.

Lephart et al (2002) estudam a propriocepção e a função após capsulorrafia termal, em vinte pacientes com diagnóstico de instabilidade glenoumeral multidirecional, anterior unilateral, e ântero-inferior, sem outras patologias asssociadas. Os resultados mostram não haver alterações deletérias tanto na propriocepção quanto na função.

Angelo (2003) avalia quais as opções para tratamento da instabilidade do ombro, reparo cirúrgico aberto ou artroscópico, capsulorrafia termal, acromioplastia. Relativamente ao encolhimento, a quantidade do efeito sobre as propriedades mecânicas

da cápsula é dependente de tempo e temperatura. Esse autor aconselha que seja realizado em faixa ou em estilo de grade, deixando o mais normal possível o tecido encolhido, preservando partes normais junto ao tecido encolhido.

Sekiya et al (2003) consideram a capsulorrafia termal como um método útil na instabilidade do ombro, havendo limites na quantidade de encolhimento da cápsula do ombro, devendo ser encolhido antes de o colágeno enfraquecer e desnaturar. Quando corretamente indicado pode ser efetivo no tratamento da instabilidade via artroscópica.

Selecky et al (2003) preocupam–se com o fechamento do intervalo rotador no tratamento das luxações anterior, posterior e multidirecional, realizado por aquecimento do tecido. Após o fechamento, aplicam-se cargas de 10N, 15N e 20N em oito cadáveres e testa-se a translação anterior e a posterior. Após utilizarem o aparelho de RF, os mesmos testes são realizados, mostrando importante decréscimo do movimento de translação. Para as cargas 10N, 15N e 20N, a translação anterior diminui 31.5%, 28.8% e 27.2%, e a translação posterior, 43.1%, 43.8% e 40.7%.

Para os autores, a capsuloplastia termal do intervalo rotador é um caminho para diminuir a translação anterior e a posterior *in vitro* e estudos *in vivo* necessitam documentação a longo prazo.

Owens et al (2003) manifestam, que há um aumento na utilização da RF em ortopedia, e que estudos de ciência básica deixam claro que tanto essa forma quanto o Laser levam ao aquecimento do tecido, sendo o colágeno desnaturado, adquirindo

configuração desorganizada. Além disso, comentam que ambos encolhem o tecido, sendo também utilizado para realizar abrasão. Os testes iniciais são promissores, necessitando de estudos posteriores.

Frostick et al (2003) avaliam o tratamento artroscópico para a instabilidade multidirecional. Poucos estudos clínicos sobre a encolhimento capsular do ombro com RF são realizados para justificar o uso do método na instabiliade multidirecional. Os autores realizam, em um primeiro momento, encolhimento na cápsula posterior. A sonda é mantida até a descoloração e o encolhimento do tecido, que se efetiva com movimento contínuo de pinceladas ao longo das fibras da cápsula. No recesso inferior, para prevenir dano ao nervo axilar, a sonda é utilizada estaticamente. Os pacientes são mantidos em tipóia por três semanas, e a reabilitação tem início no dia seguinte ao procedimento.

Os autores afirmam que a rigidez é diminuída duas semanas após a cirurgia, e que se retornam aos valores normais de 6 a 8 semanas. Também as lesões labiais existentes com e sem sintomas devem ser tratadas. Para eles, os resultados são animadores.

Pötzl et al (2003) com o propósito de examinar o papel da imobilização pós-operatória após o emprego da RF, realizam seu estudo em tendões patelares de coelhos da raça Nova Zelândia, os quais são adaptados uma semana antes da cirurgia .

Os autores utilizam a RF com velocidade de uso 1 para 2 mm/s. Foram medidos os tendões para saber o seu comprimento básico. Os animais foram imobilizados em 90^0 de flexão do joelho, permitindo que o animal se sentisse quase que normal durante esse período. Assim:

Dez coelhos foram sacrificados com 3 semanas.

Dez coelhos foram sacrificados com 9 semanas.

Dez coelhos foram imobilizados com gesso por 3 semanas.

Dez coelhos sem gesso, tiveram atividade normal na gaiola, sendo sacrificados com 6 semanas.

Vinte coelhos tiveram imobilização com gesso por 6 semanas, sendo 10 sacrificados diretamente após a retirada do gesso e 10 foram permitida atividade normal na gaiola, por 3 semanas, sem gesso, e sacrificados 9 semanas após a cirurgia.

A comparação entre coelhos imobilizados e os não imobilizados não apresentou diferença significativa no comprimento. Há diminuição no grupo imobilizado com o grupo de não imobilizados.

De 6 para 9 semanas há aumento do tecido que havia sido encolhido.

Afirmam os autores que os resultados devem ser interpretados com cautela porque existem algumas limitações, tais como: tendão patelar não é o modelo ideal para o modelo de ombros humanos, as estruturas dos tendões e ligamentos não são exatamente as mesmas. Outra importante diferença é que os tendões são inseridos em músculos e os ligamentos, não.

Concluem que a grande importância está na reabilitação pós-operatória após a RF, expondo o tendão a carga fisiológica, com risco de estiramento além do normal no tecido

pré-encolhido, embora as condições de imobilização e alongamento dos tendões não possam ser impedidas em modelo animal. O motivo da discrepância entre esses achados e a promessa de resultados recentes em estudos clínicos terá de ser determinado em estudos futuros.

Wolf et al (2004) estudando ombros de dez cadáveres centralizam sua preocupação no intervalo rotador. Medem a translação anterior, posterior e inferior. Com o fechamento do intervalo rotador, há decréscimo de 17% na translação anterior, 15% na translação posterior e 28% na translação inferior. Com a capsulorrafia termal, há aumento da translação anterior e posterior de 5% e 13%, e decréscimo de 25% da translação inferior. Nesses casos, o estudo sempre foi comparativo. Assim sendo, fica evidente que o fechamento do intervalo rotador é importante na instabilidade multidirecional e que a capsulorrafia termal aumenta a translação anterior e posterior, bem como e diminui a translação inferior, e quando comparada com o fechamento normal, modifica em todos planos a instabilidade. Atenção deve ser dada ao intervalo rotador nas instabilidades sendo o fechamento sem risco algum.

Liao et al (2004) avaliam o perfil térmico da RF no ligamento glenoumeral inferior. com o objetivo de estudar as mudanças de temperatura nesse ligamento.

Medem comprimento, largura, tempo de aquecimento e temperatura pré-tratamento e pós-tratamento. A temperatura média no ligamento é de 48^0C +/- 3^0C, sendo que decresce com o aumento da distância da ponteira que leva o calor ao ponto de aplicação, e o máximo de temperatura ocorre de 6s – 7s, após cessar a energia de aplicação.

Concluem que ambos aparelhos, o bipolar e monopolar são semelhantes e que ocorre simples difusão de calor.

Karas et al (2004) em estudos em cinco pares de cadáveres, sendo cinco submetidos a encolhimento termal e pregueamento, cinco submetidos a redução do tamanho da cápsula por artroscopia e o outro grupo à capsulorrafia termal e pregueamento. Os ombros que foram tratados com a redução foram submetidos a encolhimento termal.

Houve redução de 19% nos ombros submetidos a encolhimento artroscópico e 33.4% na redução por encolhimento termal. Os dois procedimentos reduziram, juntos, em 41% e, também juntos produziram grande redução do volume capsular, se quando comparados com a redução cirúrgica.

Victoroff et al (2004) estudam seis cápsulas da articulação glenoumeral de cadáveres na faixa etária de 65–85 anos, com média de 70 anos. Após, submetem a testes de rotação e translação e levam ao laboratório de artroscopia. O sistema utilizado foi RF bipolar, que aquece por oscilação de eletrólitos intracelular e extracelular. Aqui, os autores estipulam, como critério de tempo para o uso da ponteira, a mudança de cor do tecido queimado. Caso não troque de cor, é refeito o procedimento naquele local.

As medidas volumétricas são feitas antes e depois dos procedimentos, para serem determinadas mudanças de resistência de translação e mudanças de ângulo de rotação interna e externa. As medidas de translação foram feitas após aplicação de 30N em direção anterior, posterior e inferior, sendo o arco máximo das rotações 1N/m. Os autores concluem que esse procedimento necessita ser clarificado quanto à sua indicação, à

variabilidade genética do tecido colágeno e à morfologia capsular, que podem apresentar variabilidade significante, assim como a localização e quantidade de aplicação da energia termal para otimizar o efeito de permanência do procedimento.

Breit et al (2004) relatam alterações histológicas e de microscopia eletrônica após falha de um procedimento com RF. As mudanças morfológicas e mecânicas do colágeno da cápsula são doses dependentes e tem correlação direta com a magnitude da exposição termal. Propriedades mecânicas são tempos dependentes. Três dias após o tratamento há enfraquecimento máximo e da rigidez em sete dias. Nesse caso, após seis meses, pela macroscopia o tecido tem aparência normal, com ligeira diminuição da elasticidade. As mudanças histopatológicas são mínimas, com mínima degeneração mucóide.

A microscopia eletrônica evidencia fibras colágenas semelhantes às que ocorrem quando tratadas com Laser. Assim o tecido apresenta margem indistinta das fibrilas, diminuição da periodicidade transversa e aumento do diâmetro da fibra com subestrutura concêntrica no corte transverso.

Como conclusão, demonstram que as mudanças da cápsula, após o encolhimento eletrotermal, sendo a cicatrização firme e sem propagação, os limites queimados não são ultrapassados.

Corbett and Galloway (2004) afirmam que a RF é uma modalidade terapêutica para o tratamento das lesões relacionadas as modalidades esportivas. A RF é uma corrente de alta freqüência. Intracelular e extracelularmente os íons são movidos por alternância de corrente, levando à agitação molecular, provocada pela fricção dentro do tecido. O calor

gerado é afetado por temperatura, tempo de exposição e a qualidade do tecido colágeno. O tecido colágeno desnatura e adquire configuração encurtada, podendo a chegar a 50%. Abaixo de 65^0C, pequenas alterações e não encolhimento podem ocorrer. No tecido com baixa impedância, o calor penetra, no tecido causando morte celular, com profundidade de 3mm–4mm. Na cartilagem apresenta alta impedância, com penetração de 0,4mm–0,9mm. A profundidade do calor depende da posição da sonda, caminho da condução e condutibilidade do tecido.

O tecido capsular mostra, com duas semanas, diminuição da rigidez. A melhora das propriedades mecânicas ocorre com 12 semanas. Histologicamente a região hialinizada apresenta núcleo picnótico e tecido desnaturado, visto após o tratamento termal . Com duas semanas, há invasão fibroblásticas e vascular; com seis semanas, a resposta angiogênica e fibroblástica é dramática; com doze semanas o colágeno hialinizado tem sido recolocado completamente, permanecendo o tecido com hipercelularidade.

No ombro, a quantidade de energia e o regime pós-operatório não têm sido estabelecidos e controlados. A utilização da RF pura, tem sido reportada a 70%, por isso os autores sugerem que estudos randomizados sejam realizados. A rigidez pode ocorrer com média de 10%.

Gagey e Boisrenoult (2004) detêm-se nos efeitos obtidos em quinze ombros de cadáveres quanto à diminuição de movimentos após o emprego da RF. Incluem, em seu protocolo, a distância de 1cm a 2cm da borda da cavidade glenóide, já que a restrição de movimento depende do local encolhido.

O objetivo do trabalho é estudar a eficácia da capsulorrafia termal para instabilidade em atletas. Foram avaliados 20 pacientes sintomáticos.Treze em dezenove pacientes 68% retornaram ao nível anterior .

Para os autores, três são os motivos para o insucesso do tratamento: primeiro, pacientes com diagnóstico de instabilidade multidirecional e tratamento para bidirecional; segundo não ter reconhecido lesão do lábio póstero-anterior em atletas com movimentos acima da cabeça; terceiro, indefinição de informações sobre os efeitos das alterações ultra-estruturais sobre o tecido colágeno.

Ficou evidente que a capsulorrafia termal foi realizada com segurança em dezenove atletas com evolução de 16 meses, mas pode ser reproduzida com o sucesso da capsulorrafia aberta.

Luke et al (2004) comparam, em cadáveres, a mudança de volume entre pregueamento capsular e encolhimento térmico. A média de volume pré-operatório é de 20.7 ml de líquido e nos ombros que foram abertos,é de 20.3 ml.

D'Alessandro et al (2004) manifestam preocupação com a instabilidade do ombro, propondo encolhimento térmico para frouxidão capsular, o que depende do tempo e temperatura. Esse estudo é realizado em 84 ombros com evolução de 38 meses. A cura do tecido que é submetido ao encolhimento é de aproximadamente de 3 – 4 meses.

A melhora clínica, após tratamento pelo calor, é resultado da combinação dos seguintes efeitos: fibroplasia com encolhimento e espessamento capsular com obliteração

de receptores aferentes sensoriais. Isso se basea na utilização de eletrodo que obedece ao sentido úmero para a cavidade glenóide, como se estivesse pintando as estruturas.

O percentual de 37% de resultados insatisfatórios faz os autores sugerir cuidado com a indicação da técnica, evidenciando que pesquisas adicionais são necessárias.

Demirham et al (2005) preocupam – se com os efeitos da RF em joelho de coelhos da raça Nova Zelândia, quando imobilizados após o encolhimento, do ponto de vista biomecânico e histológico, comparados com joelhos não imobilizados.

Os animais são divididos em oito grupos, em períodos de 0 , 3, 6 e 9 semanas. Uma espécie de cada grupo, exceto dos grupos 1 e 2, é preservada para a análise histológica e testes de falha da força são realizados no restante, após a morte.

Na descrição de seu método, os autores estipulam, como três segundos, o tempo de uso da RF sobre o ligamento colateral do joelho, onde observam mudança de cor para marrom do tecido, porém não observam encolhimento macroscópico da estrutura estudada. O tecido colágeno o qual foi submetido a RF resulta em encurtamento agudo e diminuição da sua força. Esses estudos estão de acordo com outros trabalhos já realizados.

A imobilização tem efeito negativo na cura do tecido. As modificações teciduais não retornam ao normal com a remobilização.

Os autores concluem que a imobilização mais de seis semanas causa decréscimo das propriedades tênseis e anormalidades nos achados histológicos na cura dos ligamentos, quando comparados com os ligamentos mobilizados. Ligamentos imobilizados são significativamente mais fracos que os não imobilizados, suas

propriedades tênseis após a RF permanecem enfraquecidas. O tempo ideal de imobilização ainda necessita de estudos posteriores.

Chen et al (2005) dizem que dois avanços importantes são incluídos na cirurgia do ombro; os implantes biodegradáveis e aparelhos que produzem encolhimento em tecido frouxo ou redundante. Eles utilizam a RF com técnica de pinceladas na cápsula de ombros. Para eles o encolhimento pode ser associado ao reparo, incluindo seleção de pacientes, pós-operatório com reabilitação apropriada, tempo de retorno ao esporte e adequada técnica cirúrgica. Estudos recentes em tendões extensores de ovinos e em cápsulas de ombros de cadáveres humanos, variando a potência e tempo, 5W, 10W e 20W com tempo de 10s e 30s, comparam comprimento de ambos os tecidos e suas propriedades mecânicas. O comprimento foi alterado em ambos tecidos, sendo as mudanças macroscopicamente grosseiras. Antes do tratamento, o tecido mostrou-se flexível, com aspecto esbranquiçado e, após, torna-se espesso e contorcido com aparência amarelada.

Reckers et al (2005) estudam a celularidade em meniscos de coelhos da raça Nova Zelândia, mostrando que a quantidade de células em meniscos viáveis é semelhante até o décimo quarto dia de preservação, em três temperaturas: $-7{,}2^0$C, $-21{,}4^0$C e -73^0C. No entanto desse período até o trigésimo dia, a quantidade de células viáveis é menor nas temperaturas mais baixas.

Nightingale et al (2005) afirmam que o tipo de tecido tem influência na resposta a RF, com atenção às suas propriedades mecânicas. A tendência demonstrada nesse estudo sugere que as propriedades mecânicas alteradas nos tendões ocorrem durante todo o tempo de carga, resultando em resposta linear, mas as propriedades não são alteradas na mesma extensão nas cápsulas estudadas.

Aneja et al (2005) comparam os efeitos do pregueamento, encolhimento termal e agentes esclerosantes em quarenta e seis tendões patelares de ratos, divididos em grupos. Após quatro semanas, os tendões são medidos e comparados com o lado contra lateral. Os tendões com sutura mostram-se mais efetivos quanto ao encurtamento. Os tendões patelares submetidos a RF mais sutura, bem como os que foram submetidos a agentes esclerosantes, são efetivos em aumento de força.

Park et al(2005) citam as indicações atuais da utilização da RF, em luxações traumáticas e atraumáticas anteriores ou posteriores em pacientes com instabilidade multidirecional. Estudos recentes citam falhas de 37% em acompanhamento de 2–5 anos, assim como atribuem o insucesso da técnica devido a causas multifatoriais. Os autores mostram que, dos 14 casos operados há falha num período de 3–12 meses, e o aparelho de RF foi monopolar e bipolar. Esses casos foram submetidos a revisão cirúrgica na qual se detectaram cápsula fina e necrose em 42,9% .

Evidencia-se, nesse estudo que os pacientes com instabilidade anterior apresentam como maior falha da capsulorrafia termal, a frouxidão capsular e a lesão de Bankart recorrente. O afinamento da cápsula ou atenuação desta é encontrado nos casos revisados.

Dessa forma os autores concluem que a qualidade da cápsula não afeta o processo de revisão cirúrgica.

Lu et al(2005) na tentativa de determinar a temperatura do fluído injetado em ombro quando da utilização da capsulorrafia termal e, para concluir sobre os danos da temperatura sobre a cartilagem articular, constroem uma câmara de volume de 25ml, imitando o volume do ombro humano adulto

Wolf et al(2005) estudam cápsula de articulações patelo-femurais de ovelhas tratadas com 1, 2, 4, ou 8 aplicações de radiofreqüência. O tecido submetido ao encolhimento é avaliado do ponto de vista mecânico em comprimento, largura e espessura, havendo a qual há decréscimo estatisticamente significante para todos os grupos. A profundidade e o engrossamente avaliado pela histologia, após 2, 4 e 8 aplicações, não mostram alteração. Morfologicamente, a membrana sinovial apresenta sinais de destruição e morte recente.

Concluem que duas variáveis são consideradas muito importantes nas alterações encontradas: a velocidade de aplicação e a pressão do sonda sobre o tecido.

O aparelho de RF (monopolar e bipolar) e Laser, são similares quanto às alterações dos efeitos teciduais . Sabe-se que a recorrência da frouxidão tecidual é de 8%, sendo que 32% necessitam revisão cirúrgica.

Em resumo, as alterações teciduais, como efeito cumulativo, da RF necessitam ser estudadas.

Raymundo et al (2006) apresentam avaliação de 11 coelhos, em estudo comparativo e randomizado, com grupo controle, que são submetidos a RF com tempo de 7s em temperatura de 65^0C, com ponteira apropriada para encolhimento, com sistema bipolar, em cápsulas de ombro dos coelhos, sendo o local anatômico sempre o mesmo, com irrigação de volume fixo de solução salina, com temperatura da solução sempre a mesma, pois assim são afastados desvios sistemáticos. Após 50 dias, os animais vão à eutanásia, e o tecido da cápsula do ombro de coelhos é levado ao laboratório para testes comparativos biomecânicos, obtendo resposta estatisticamente significante para o grupo controle, em relação ao grupo que foi submetido à radiofreqüência, para variáveis força máxima e rigidez.

Mohtadi et al(2006) em estudo randomizado multicêntrico compara a capsulorrafia artroscópica eletrotermal com pregueamento capsular inferior em paciente com instabilidade do ombro. Para eles, a instabilidade multidirecional, a frouxidão multidirecional com instabilidade antero-inferior são patologias similares, pouco comuns e difíceis de serem tratadas, tendo estas, como causa, a redundância ligamentar e capsular. Quanto ao resultado, mostram eficácia da capsulorrafia artroscópica eletrotermal comparada ao pregueamento capsular inferior.

Miniaci et al(2006) fazem uma revisão sobre a capsularrafia termal, procedimento utilizado, desde 1994, em instabilidade multidirecional, unidirecional e microinstabilidade em atletas arremessadores.

A temperatura ótima está entre 65^0C e 75^0C, porque até aqui não há necrose tecidual. O tratamento termal causa diminuição da rigidez da cápsula por duas semanas. Com 6 semanas, o tecido é reparado e, por 12 semanas, o tecido tem as mesmas propriedades mecânicas do tecido não tratado..

Quanto aos efeitos sobre o volume e a mobilidade, a média de redução capsular é de 37%. Ainda, os autores consideram o pregueamento capsular como o padrão ouro para instabilidades, quando comparados à capsulorrafia termal. Quanto à rigidez do tecido, há diminuição em duas semanas.

Os autores concluem que, em pacientes com instabilidade multidirecional sem lesão labral, sem lesão do tendão do músculo bíceps braquial em sua origem, a capsulorrafia termal tem alta média de falha. Afirmam, igualmente esse procedimento não pode ser usado para tratar pacientes com instabilidade primária posterior, especialmente aqueles pacientes com componente voluntário. Para os autores, há controvérsias quanto à utilização em humanos, pois há pouca comprovação.

Yamamoto et al(2006) estudam a pressão do ombro em cadáveres, antes e após o embricamento da cápsula cujo o volume no ombro intacto é de 36 +/- 9ml , já aquele que foi embricado anteriormente é de 27+/- 7ml e com embricamento anterior e posterior 15+/- 5ml.

Hill et al(2007) têm a preocupação de comparar as propriedades morfológicas e mecânicas por RF e encolhimento cirúrgico em ligamentos colaterais mediais de joelhos de coelhos. A RF foi utilizada perpendicularmente às fibras ligamentares. Essas

estruturas submetidas às carga cíclicas e estáticas demonstram ser suscetíveis ao encurvamento, bem como à recuperação da deformação residual após a radiofreqüência e ao pregueamento cirúrgico. Esses achados indicam que as propriedades viscoelásticas em ambos grupos são equivalentes.

MÉTODOS

MÉTODOS

O experimento foi submetido à apreciação e aprovação do Comitê de Ética da Universidade Federal de Pelotas - RS e Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade de São Paulo – protocolo nº309/4 – Sessão de 12/05/2004.

3.1 Amostra

Foram utilizados dezenove coelhos, *Oryctolagus cuniculus*, da linhagem Nova Zelândia, machos, com idade entre seis e oito meses e peso médio de 3.250 gramas. A casuística deste trabalho é composta por 37 ombros. Todos os animais, oriundos do Biotério da Universidade Federal de Pelotas, com rastreabilidade.

Os coelhos são acompanhados desde o seu nascimento até o momento do experimento no Biotério Central da Universidade Federal de Pelotas - RS, alojados em gaiolas individuais, em condições de temperatura controlada por sistema de ar condicionado, ciclo de luz-escuridão de doze horas e alimentação com ração própria para a espécie e com água à vontade.

Nosso protocolo consta de dois grupos:

Grupo A - grupo controle, composto de dezoito ombros, os quais foram abertos posteriormente. Visualizando - se a cápsula anterior, gerou - se instabilidade. Aqui não foi realizada a RF, pois este grupo caracteriza o estudo comparativo.

Estudaram–se, neste grupo nove variáveis: altura (espessura do ligamento), Lini (comprimento inicial sem carga da cápsula e ligamento), àrea (altura pelo largura), Fmax (força máxima no pico do gráfico) Dmax (deformação máxima medida no pico do gráfico), Tmax (calculada como força pela área), Defmax (percentual que o material sofreu até o pico do gráfico, calculado como Dmax pelo comprimento inicial sem carga, vezes 100) , rigidez (força pela deformação) e E, módulo de elasticidade (relação entre tensão por deformação)

Grupo B – grupo da RF, grupo-experimento, composto de dezenove coelhos, os quais foram abertos posteriormente, visualizando-se a cápsula anterior. Gerou-se instabilidade e procedeu-se o termo-encolhimento em local único, do meio da cavidade glenóide para baixo. Estudaram-se neste nove variáveis, altura (espessura do ligamento), Lini (comprimento inicial sem carga da cápsula e ligamento), àrea (altura pelo largura), Fmax (força máxima no pico do gráfico) Dmax (deformação máxima medida no pico do gráfico), Tmax (calculada como força pela área), Defmax(percentual que o material sofreu até o pico do gráfico, calculado como Dmax pelo comprimento inicil a sem carga vezes 100) , rigidez (força pela deformação) e E, módulo de elasticidade (relação entre tensão por deformação)

Procedimento Anestésico

Os animais foram privados de ração, por seis horas, antes do ato operatório. Com o período de 45 minutos que antecede o procedimento cirúrgico, é realizada a indução pré-anestésica. Após o adormecimento, faz-se tricotomia da região torácica superior, sendo o

animal levado à sala de cirurgia para o procedimento final. Os animais foram pesados em balança de precisão, imediatamente antes da medicação pré-anestésica.

Previamente à anestesia, foi realizada antibioticoprofilaxia com penicilina procainada (Ariston®) na dose 40.000U/Kg dia, mantida por mais dois dias após o procedimento.

Na sala operatória, os coelhos receberam, como medicação, 2,4mg.Kg^{-1} de acepromazina (Acepran®) a 1% e 4mg.Kg^{-1} de cloridrato de xilazina (Anasedan®), adicionados na mesma seringa e administrados pela via intramuscular (região posterior da coxa-ventre dos músculos semitendíneo e semimembranáceo).

Viabilizou-se um acesso venoso por meio da punção da veia auricular marginal, para infusão de solução salina de cloreto de sódio a 0,9% e das drogas necessárias à indução anestésica, como cloridrato de cetamina (Ketamin®) e cloridrato de xilazina, na proporção de 1:1, administrando-se 0,5 ml desta solução.

Na sala cirúrgica, ainda os animais foram mantidos em decúbito dorsal na calha operatória e entubados com sonda orotraqueal 2,5cm sem balão. A manutenção anestésica se fez com isofluorano a 1,5%, em fluxo constante de 2l por minuto, e com uma freqüência respiratória de dez movimentos respiratórios por minuto, ciclados pelo aparelho Takaoka® (modelo KT12 Sansei).

3.4 Procedimento operatório

A anti-sepsia é realizada com solução de polivinilpirrolidona (Povidine®) e com a colocação de panos esterilizados delimitando o campo operatório. O procedimento operatório iniciou-se com uma incisão longitudinal látero-posterior do ombro, centrada na convergência entre uma linha imaginária traçada pela borda lateral da escápula e outra linha paralela e imaginária no eixo maior do úmero. Em suas convergências estabeleceu-se o centro de uma incisão de três centímetros (Figura 1: A e B). Após a abertura da pele e do tecido celular subcutâneo, visualizou-se a veia circunflexa umeral caudal e a veia braquial.

Nesse momento, palparam-se os tubérculos do úmero e o tendão do músculo bíceps braquial. Nesse nível identificam-se os músculos coracobraquial, bíceps braquial e supra-espinhal, soltando-se o tendão do supra-espinhal do tubérculo maior do úmero Schaller et al(2002) (Figura 2).

Identificou-se, posteriormente a cápsula articular do ombro. Com a abertura posterior da articulação escapulo-umeral foi produzida instabilidade articular entre a cabeça do úmero e a cavidade glenóide, o que permite identificar as estruturas ligamentares anteriores do ombro.

A ponteira da RF apropriada para encolhimento foi introduzida de posterior para anterior Orbutz et al (1998), estando a articulação embebida em solução salina (NaCl) a 0,9% (0,5ml) com temperatura ambiente. A ponteira transmissora do calor foi aplicada em local único, sempre com o mesmo modelo, da linha média da cavidade glenóide para baixo, com tendência mais próxima ao colo anatômico do úmero, com tempo de sete segundos e temperatura de 65^0C. Nota–se, macroscopicamente, alteração da coloração do tecido (amarelo acizentado) (Figura 3). A opção de sete segundos foi determinada quando

do teste piloto, ficando evidente o encolhimento no local, alteração da cor com esse lapso de tempo e com o mesmo volume de solução salina. A literatura não faz afirmativa sobre critérios de tempo de emprego do aquecimento sobre o tecido. Quanto à temperatura estipulou - se 65^0C, por estar dentro da faixa de encolhimento do tecido colágeno.

Após a aplicação da RF, realizou-se a reinserção do tendão do músculo supra – espinhal no tubérculo maior do úmero, ficando a cápsula posterior aberta. Pressegue-se com o fechamento do tecido celular subcutâneo e da pele (Figura 4). Foi realizado analgesia com Cloridrato de tramadol 5 mg/Kg duas vezes ao dia por 48h.

Depois disso o animal foi levado para seu local habitual (gaiola individual), até o seu despertar normal, permanecendo por 50 dias.

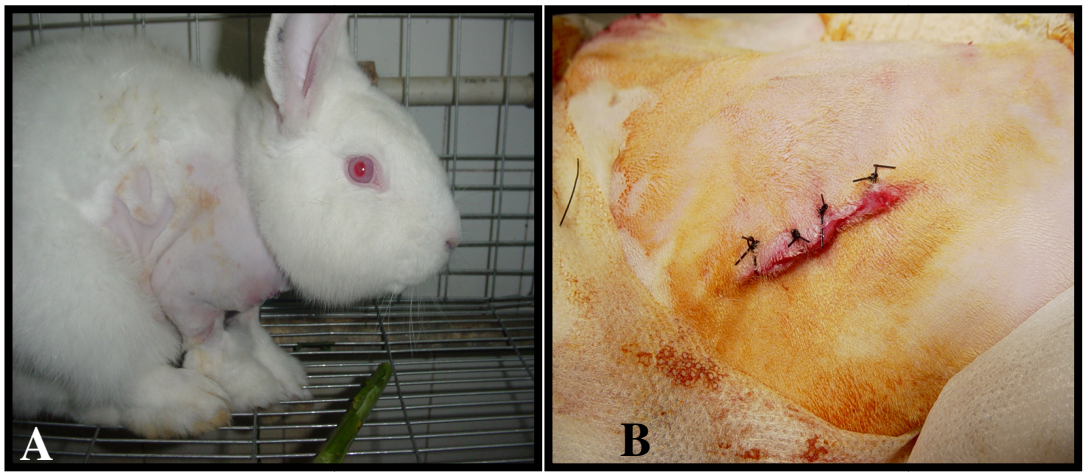


Figura 1: (A) Modelo de tricotomia realizado. (B) Incisão de 3cm margem lateral da escápula com borda medial do úmero.

Figura 2: Visualização anatômica do tubérculo maior do úmero

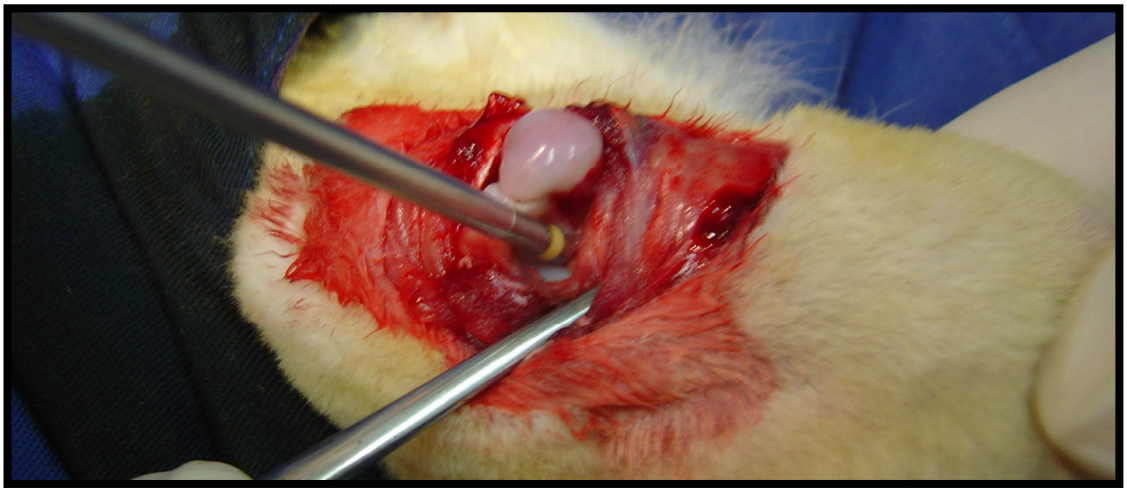


Figura 3: Ponteira de RF em região anterior da cápsula do ombro.

Figura 4: Pós-operatório em segundo dia.

Protocolo de Eutanásia

Após 50 dias de observação, os espécimes foram submetidos à eutanásia, recebendo, em sua gaiola, acepromazina 1% na dose 5mg/kg IM. Com o adormecimento dos animais, estes foram transportados para a sala de cirurgia, onde receberam T61= Embutamida, Iodeto de Bebezônio, Cloridrato de Tetracaína, em dose 0,1mg/kg.

O animal é submetido à desarticulação em nível da escápula e cotovelo. É realizada uma incisão longitudinal póstero-lateral do ombro, centrada na convergência entre uma linha imaginária traçada pela borda lateral da escápula e outra linha paralela e imaginária

no eixo maior do úmero. Em suas convergências encontra-se o centro de uma incisão de nove centímetros. Essas estruturas são preparadas e colocadas em coletores plásticos e

etiquetados, sendo protegidas para não entrarem em contato com o gelo (Figura 5: A e B).

O mesmo procedimento de desarticulação da escápula e cotovelo é realizado no grupo controle. Essas estruturas encontram – se prontas para serem transportadas ao LIM 41 (Laboratório de Investigação Médica da USP).

Figura 5: (A) Ombro direito dissecado para congelamento. (B) Peças embaladas para congelamento.

Método de aplicação da radiofreqüência

O aparelho de radiofreqüência é um gerador eletrocirúrgico. O aparelho utilizado no experimento é o bipolar, com controle de precisão, o qual se conecta em uma extremidade do cabo ao aparelho e, em outra extremidade, à ponteira, comandada por um pedal. O sistema de radiofreqüência atua em contato com solução condutora salina, formando uma camada fina entre o eletrodo e o tecido alvo, por estar essa carregada de energia. Devido à diferença de tensão na camada, cria-se um campo de energia localizado, com temperatura de 60^{0}C a 75^{0}C, e partículas são aceleradas na direção do tecido alvo, provocando a quebra da hélice do colágeno, levando a uma alteração térmica limitada e circunscrita ao local aplicado, tanto em largura, quanto em comprimento e profundidade, o que aumenta o diâmetro das fibras colágenas, diminuindo, assim, o núcleo do fibroblasto Hayashi et al(1996), Lopez et al(1998) e provoca trombose dos vasos capsulares Andary et al(2002).

Método de conservação das peças anatômicas

O método de conservação das peças teve início no momento da eutanásia, sendo elas retiradas e colocadas em dois sacos coletores.

Essas estruturas são conservadas em caixa de isopor e transportadas para serem mantidas em congelador até seu transporte à temperatura de 21,4^0 C negativos**,** Reckers et al(2005), Paiva(2006).

Ensaio biomecânico

As peças anatômicas foram levadas para ensaio mecânico no Laboratório de Biomecânica do Instituto de Ortopedia e Traumatologia (IOT) da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP) SP, Laboratório de Investigação Médica (LIM 41) para serem descongeladas naturalmente e submetidas a testes biomecânicos.

A área é medida na região central da cápsula por um dispositivo de medição composto por um medidor de altura (relógio comparador) marca Mitutoyo com resolução de 0,01 mm; uma base em forma de canaleta, com largura de 4,6 mm, e um paralelepípedo acoplado ao medidor, que se encaixa e desliza perfeitamente na canaleta. A cápsula é inserida dentro da canaleta e conformada pelo paralelepípedo, para ter uma secção retangular, que é calculada como o produto da largura da canaleta pela altura medida pelo dispositivo (Figura 6: A e B).

Após as cápsulas são submetidas a teste de tração em máquina universal de ensaios mecânicos KRATOS, modelo 5002, dotada de célula de carga de 100 kgf, ajustada para medida na escala de 10 kgf. Os dados provenientes da máquina de ensaios são enviados a um computador, por meio de um de sistema de aquisição Lynx modelo ADS 20 (Figura 7).

A escápula é presa à parte móvel e superior da máquina de ensaios através de uma garra retangular com perfil trapezoidal, dotada de dois parafusos e porcas para a correta fixação do material. O aperto dos parafusos é feito aplicando-se 5 Nm, utilizando-se um torquímetro digital Metalac, modelo MTS-100.

O úmero é transfixado perpendicularmente ao seu eixo principal por dois fios metálicos de 1,5 mm de diâmetro, posicionados na diáfise do úmero. As regiões distal e diafisária do úmero são envolvidas por cimento acrílico (Polimetilmetacrilato), formando um cilindro sólido de 40 mm de altura e 30 mm de diâmetro. O cilindro de cimento acrílico foi prende-se à base da máquina de ensaios por meio de torno de bancada regulável, compondo um ângulo de 135º entre a garra superior e o cilindro.

Após o correto posicionamento do corpo de prova na máquina de ensaios, é medido, com precisão de 0,1 mm, o comprimento da cápsula utilizando-se um paquímetro Mitutoyo com resolução de 0,05 mm e posteriormente, realiza-se o teste de tração até a ruptura do material, a uma velocidade de 20 mm/min, registrando-se, no computador, o gráfico de força em função da deformação sofrida.

Os parâmetros analisados e calculados em cada gráfico foram, Altura mm (espessura da cápsula - ligamento), Lini mm (comprimento inicial sem carga da cápsula e ligamento), Área mm^2 (altura pela largura), Fmax N (força máxima no pico do gráfico) Dmax mm (deformação máxima medida no pico do gráfico), Tmax MPa (calculada como força pela área), Defmax % (percentual que o material sofreu até o pico do gráfico, calculado como Dmax pela comprimento inicial sem carga, vezes 100) , **r**igidez N/mm, (força pela deformação) e E MPa, módulo de elasticidade (relação entre tensão por deformação)

A deformação relativa è calculada dividindo a deformação máxima pelo comprimento inicial da cápsula e multiplicada por 100. Calcula-se a tensão máxima foi calculada dividindo a força máxima em Newtons pela área transversal da cápsula em mm^2, expressa em MPa.

A rigidez é calculada como sendo a diferença da força pela deformação entre dois pontos na região linear do gráfico: força (N) *versus* deformação absoluta (mm). E o módulo de elasticidade, como sendo a razão da diferença da tensão (MPa) pela deformação relativa (adimensional) entre dois pontos na região linear do gráfico: tensão *versus* deformação relativa.

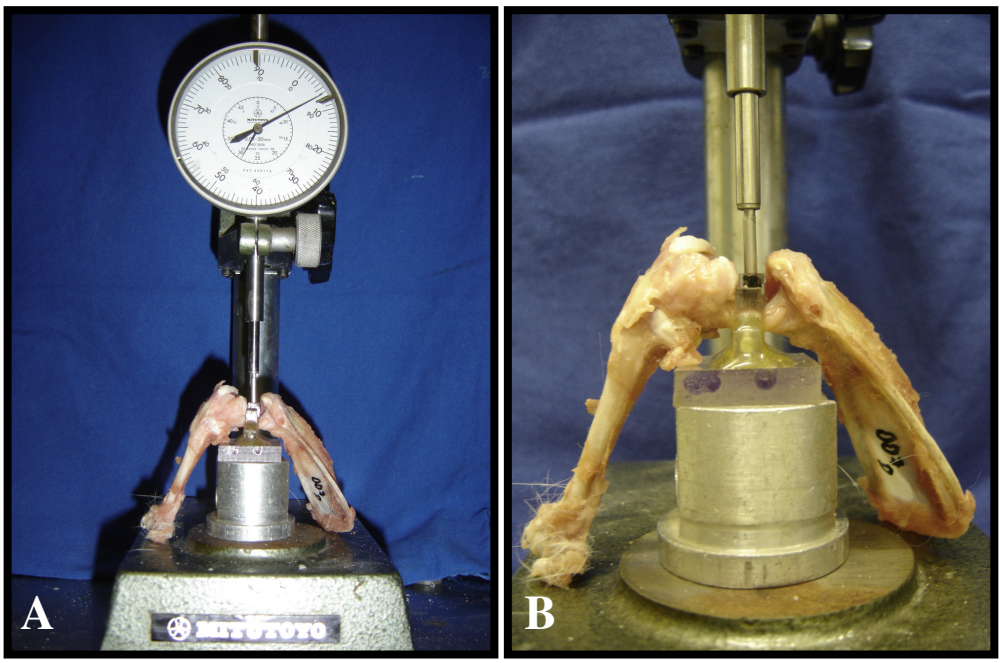


Figura 6: (A) Aferição da altura da cápsula em relógio comparador. (B) Vista aproximada da cápsula comprimida pelo paralelepípedo.

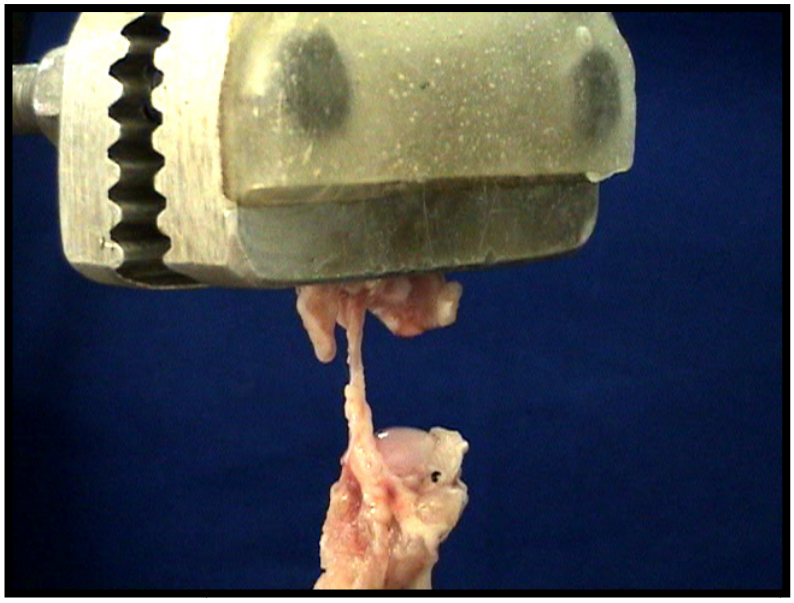


Figura 7: Cápsula em teste de tração com componente escapular preso à garra universal.

Cuidado pós-operatório

Não é realizado curativo, pois durante o teste piloto não se mostrou necessário, assim como a queda dos pontos ocorreu espontaneamente por volta de oito dias.

Método Estatístico

Com relação ao método estatístico é utilizado teste “t” de Student pareado, para a análise das diferenças dos grupos.

RESULTADOS

RESULTADOS

Resultados da Análise Estatística

Em todas variáveis, é estudada a distribuição dos dados de cada grupo e, em nenhuma delas, há problema quanto à normalidade dos dados.
Optou–se pelo teste t de Student, para amostras independentes, pois o objetivo é comparar os dois grupos quanto às médias das variáveis de interesse.

1. Análise descritiva e comparação entre grupos.

Tabela 1.1. Descrição das variáveis por grupo e nível descritivo (p) do teste t de Student pareado, para avaliar a diferença entre os grupos.

Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Altura(mm)	Controle	18	2,44	0,95	0,22	38,7	2,53	1,24	4,15	0,741
	RF	19	2,52	1,03	0,24	40,9	2,23	1,40	4,97	
Lini(mm)	Controle	18	9,74	2,40	0,57	24,7	9,50	4,60	14,00	0,650
	RF	19	9,62	2,17	0,50	22,6	10,10	4,60	12,70	
Área(mm2)	Controle	18	11,24	4,35	1,02	38,7	11,62	5,70	19,09	0,741
	RF	19	11,59	4,74	1,09	40,9	10,26	6,44	22,86	
Fmax(N)	Controle	18	31,72	13,00	3,07	41,0	30,53	13,10	60,05	**0,031**
	RF	19	24,63	9,89	2,27	40,2	21,84	10,41	40,25	
Dmax(mm)	Controle	18	6,79	2,36	0,56	34,8	6,44	3,18	13,47	0,723
	RF	19	6,56	2,64	0,61	40,3	5,97	2,81	12,45	
Tmax(MPa)	Controle	18	3,01	1,20	0,28	40,0	2,79	1,31	6,33	0,186
	RF	19	2,44	1,37	0,31	56,0	2,33	0,58	5,57	
Defmax(%)	Controle	18	71,88	22,90	5,40	31,9	77,01	33,83	126,52	0,605
	RF	19	75,53	49,64	11,39	65,7	55,28	32,30	223,91	
Rigidez	Controle	18	9,68	4,02	0,95	41,5	8,74	3,92	17,13	**0,049**
	RF	19	7,79	2,37	0,54	30,4	8,31	3,38	11,37	
E (MPa)	Controle	18	8,99	3,64	0,86	40,5	8,90	2,51	15,00	0,156
	RF	19	7,67	4,35	1,00	56,8	6,44	1,50	15,06	

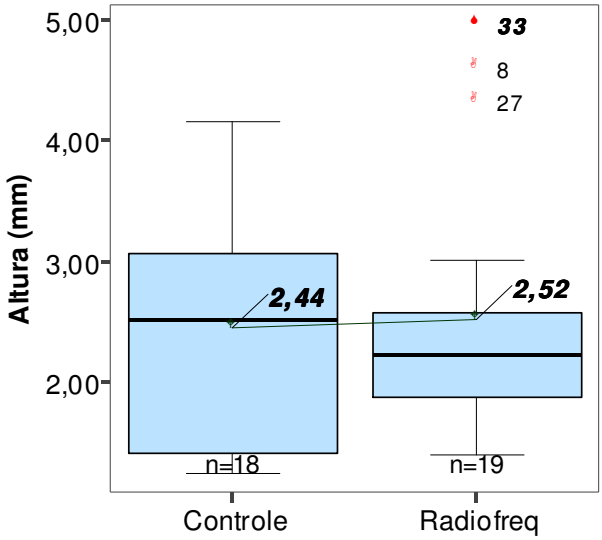
Foram encontradas diferenças estatisticamente significantes entre os grupos Controle e RF, para as variáveis Força Máxima e Rigidez ($p<0,05$).

Os valores encontrados para essas variáveis são significativamente maiores, em média, no grupo Controle, com relação ao grupo Radiofreqüência (RF).

Para as demais variáveis, não foram constatadas diferenças significativas entre os grupos.

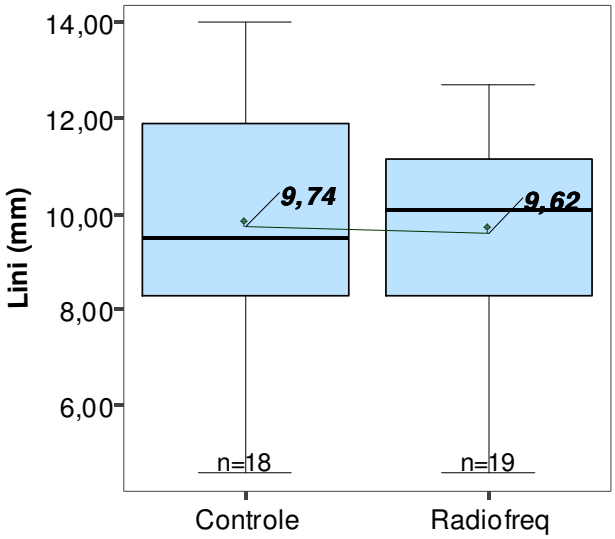
2. Gráficos.

Gráfico 2.1. Variável Altura(mm) por grupo.



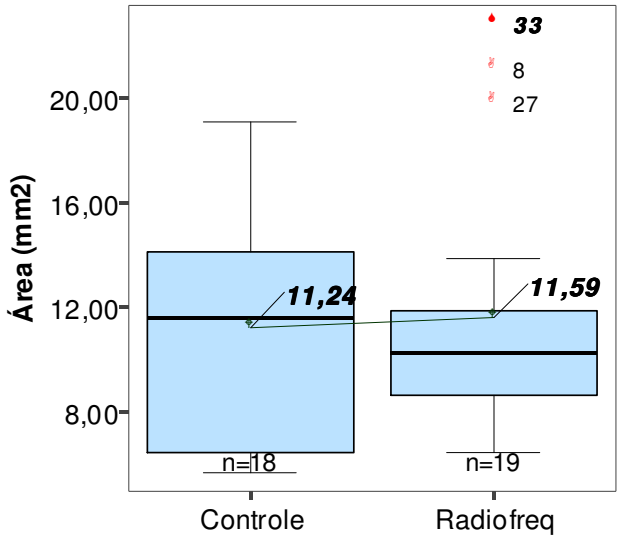
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Altura(mm)	Controle	18	2,44	0,95	0,22	38,7	2,53	1,24	4,15	0,741
	RF	19	2,52	1,03	0,24	40,9	2,23	1,40	4,97	

Gráfico 2.2. Variável Lini(mm) por grupo.



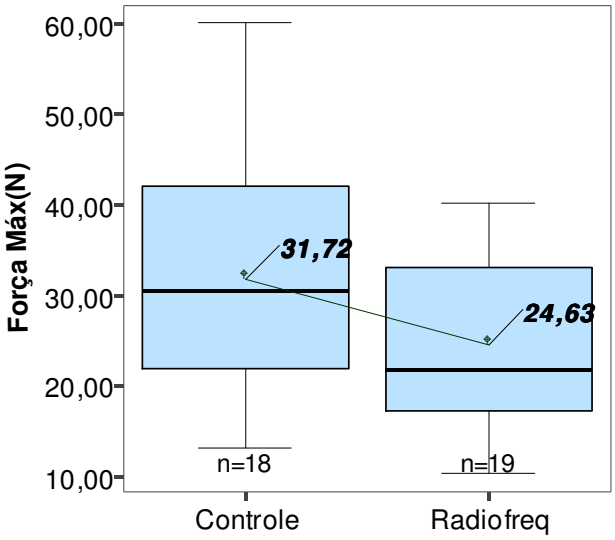
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Lini(mm)	Controle	18	9,74	2,40	0,57	24,7	9,50	4,60	14,00	0,650
	RF	19	9,62	2,17	0,50	22,6	10,10	4,60	12,70	

Gráfico 2.3. Variável Área(mm^2) por grupo.



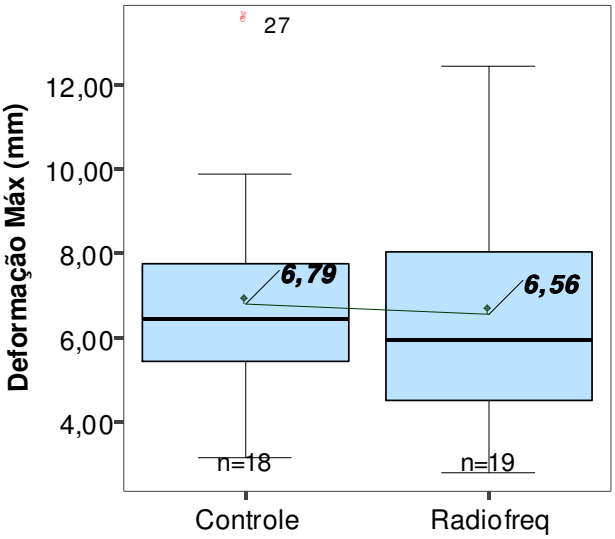
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Área(mm2)	Controle	18	11,24	4,35	1,02	38,7	11,62	5,70	19,09	0,741
	RF	19	11,59	4,74	1,09	40,9	10,26	6,44	22,86	

Gráfico 2.4. Variável Força Máxima(N) por grupo.



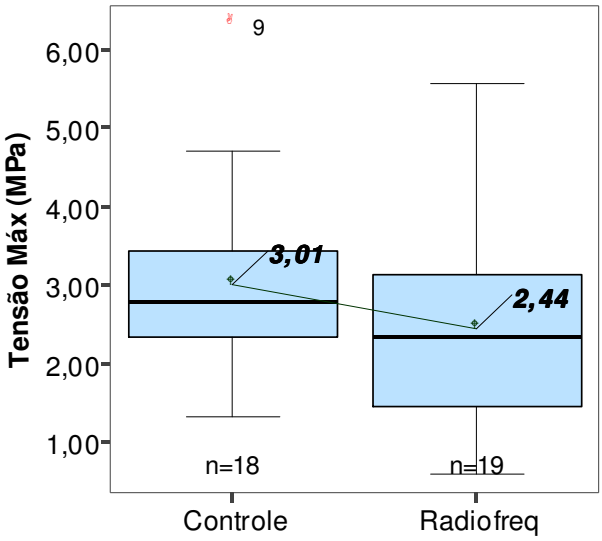
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Fmax(N)	Controle	18	31,72	13,00	3,07	41,0	30,53	13,10	60,05	**0,031**
	RF	19	24,63	9,89	2,27	40,2	21,84	10,41	40,25	

Gráfico 2.5. Variável Deformação Máxima(mm) por grupo.



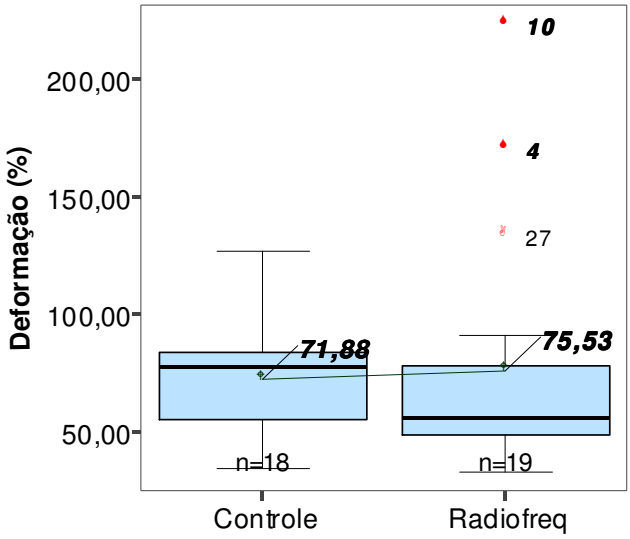
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Dmax(mm)	Controle	18	6,79	2,36	0,56	34,8	6,44	3,18	13,47	0,723
	RF	19	6,56	2,64	0,61	40,3	5,97	2,81	12,45	

Gráfico 2.6. Variável Tensão Máxima(MPa) por grupo.



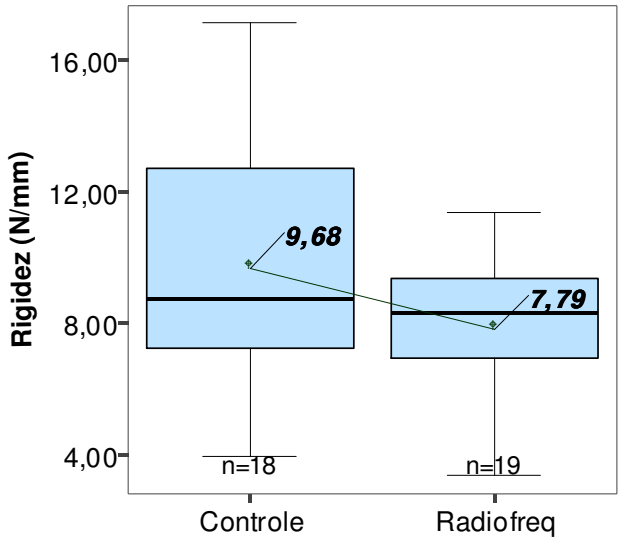
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Tmax(MPa)	Controle	18	3,01	1,20	0,28	40,0	2,79	1,31	6,33	0,186
	RF	19	2,44	1,37	0,31	56,0	2,33	0,58	5,57	

Gráfico 2.7. Variável Deformação Máxima(%) por grupo.



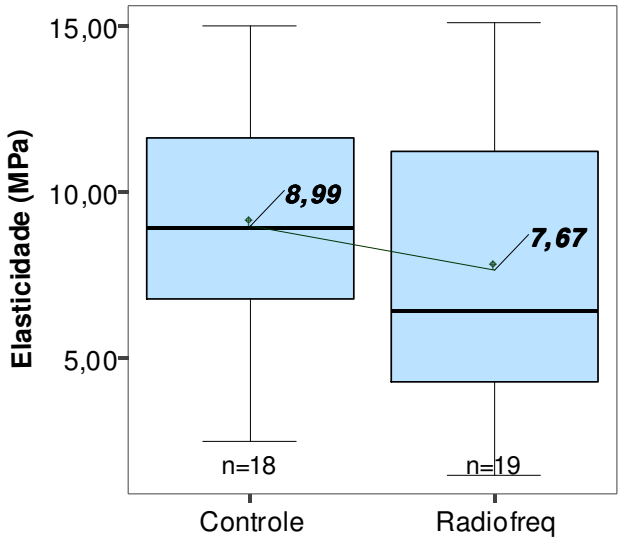
Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Defmax(%)	Controle	18	71,88	22,90	5,40	31,9	77,01	33,83	126,52	0,605
	RF	19	75,53	49,64	11,39	65,7	55,28	32,30	223,91	

Gráfico 2.8. Variável Rigidez(N/mm)por grupo.



Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Rigidez	Controle	18	9,68	4,02	0,95	41,5	8,74	3,92	17,13	**0,049**
	RF	19	7,79	2,37	0,54	30,4	8,31	3,38	11,37	

Gráfico 2.9. Variável Elasticidade(MPa) por grupo.



Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
E (MPa)	Controle	18	8,99	3,64	0,86	40,5	8,90	2,51	15,00	0,156
	RF	19	7,67	4,35	1,00	56,8	6,44	1,50	15,06	

DISCUSSÃO

DISCUSSÃO

A utilização do calor na Medicina é citada em escritos nos quais aparece o nome Hipócrates, 460 aC.

Com um atiçador de calor, este produz uma cicatriz anterior na articulação do ombro, como tratamento para luxação recorrente de ombro Adams (1886), citado por Pullin et al (1997), enfatiza que a técnica criada evita complicações, como lesão de nervos e artérias da axila. Com essas considerações, evidencia-se que ele reconhece o problema luxação recorrente e demonstra conhecimento e preocupação com a anatomia. Entende, também que o tecido cicatrizado provoca retração, com diminuição do volume dos tecidos moles do ombro. Para tal, deixa o ombro imobilizado ao lado do corpo por longo tempo, permitindo o movimento inferior da articulação, com resolução da recorrência da luxação.

Refletindo sobre o aquecimento do tecido, vários questionamentos devem ser feitos sobre esse gesto:

Qual a faixa etária e qual o critério da escolha dos seus pacientes?

Como o material é utilizado?

Qual o tamanho, forma e espessura do atiçador de fogo?

O paciente é submetido a algum tipo de analgesia?

O calor é realizado por incisão ou perfuração?

Como é controlada a temperatura?

Quanto tempo se deixa imobilizado o paciente?

Quais são as complicações?

Nos casos realizados, existiu recorrência do problema?

Vários outros questionamentos podem ser feitos. O que importa é a idéia de queimar para diminuir o volume da cápsula do ombro. O calor que se utiliza está compreendido entre 60^0C e 100^0C, sendo isso fácil de argumentar, pois sabe-se que o processo de desnaturação ocorre em faixa de 60°C - 75^0C com encolhimento, Hecht et al(1998), Medvecky et al (2001), Barber et al (2002). Além disso, o calor acima de 100^0C leva à necrose e à evaporarão do tecido Hecht et al (1998).

Esse princípio adormecido por longo tempo, passa a ser valorizado na literatura por Pankurst(1947), quando do estudo do aquecimento do tecido colágeno e da gelatina, em solução de água na temperatura de 62^0C. Wall et al (1999) em análise tecidual mais detalhada, confirmam esses achados, trabalhando com cinco temperaturas: 59.5^0C, 61.5^0C, 62.5^0C, 63.5^0C, 65.5^0C. O equilíbrio entre tempo *versus* temperatura *versus* encolhimento permite aos autores concluir que o encolhimento pode ocorrer mesmo antes de se alterarem as propriedades mecânicas.

Durante a revisão da literatura, ficou clara a veracidade dessas informações que são endossadas por nós. Trabalhamos com temperatura da solução salina que embebe o tecido a ser queimado a 37^0C, e ele não sofre encolhimento. A ponteira, com temperatura fixa de 65^0C e tempo de 7s, evita desvios em nosso trabalho.

A articulação do ombro é uma articulação diartromial e, assim sendo, padece de equilíbrio funcional não só relacionado aos pacientes que praticam esporte, mas também àqueles que apresentam alterações patológicas intrínsecas ao tecido ou àqueles que utilizam a articulação com freqüência, pelo afrouxamento da cápsula.

O tecido queimado por nos apresenta cor acinzentado-amarelada o que se deve à trombose dos vasos, Andary et al(2002). Também é totalmente desorganizado pelo encolhimento Flory and Garret(1958). Utilizamos esses parâmetros como referência quando da definição do tempo necessário para que ocorra o encolhimento. E isto aconteceu a sete segundos no ombro do coelho.

A revisão atual da literatura é confusa quanto ao que escrevem, parece haver preocupação por partes dos autores em publicar às presas seus trabalhos, e existe muita discordância entre as afirmações. A definição do padrão ouro para o modelo experimental para instabilidade e RF não é cogitada. São utilizados: bovino Shellock and Shields (2000), ovelhas Osmond et al(2000) Lopez et al (2000), cães Pullin et al(1997), cadáveres Arnoczky and Aksan(2000) Karas et al(2004), coelhos Demirhan et al(2005), tendões de coelhos Hill et al(2007) ligamento de coelhos, Pötzl et al(2004) tendões de rato Verzár and Nagy(1970) , todos tecidos de colágeno tipo I.

Em nosso projeto, optamos pelo coelho, pelo tamanho do animal, facilidade em sua manipulação, por seu peso, pelo tamanho de sua articulação, resistência do mesmo (desde

que observados seus hábitos)**,** pelo tipo de apoio a qual utiliza, com sobrecarga maior nos membros inferiores em relação aos membros superiores, mesmo sabendo que a amplitude de movimento da articulação do ombro tem relação direta com o diâmetro lateral e diâmetro posterior do tórax Hichcock and Bechtol(1948). Isto nos levou a optar por esse modelo experimental.

Nosso modelo experimental já foi avaliado por outros autores, mas realizamos em cápsula de ombro de coelhos vivos, cuja resposta ao insulto ocasionado pela RF em animais vivos é mais fidedigna, pois essa forma de recuperação com animal em movimento imita a do ser humano. A limitação realizada pelo animal dentro de sua gaiola inicialmente, é a dor. A movimentação, porém auxilia no alinhamento linear das fibras colágenas Niththingale et al(2005), essa mesma dor é auto-reguladora de contração muscular o que limita a funcionalidade inicial Wallace et al(2002).

A literatura descreve maneiras diferentes de utilizar a ponteira sobre o tecido a ser encolhido, podendo este ser queimado com características em rede, isto é, utiliza-se o sentido transversal, mas elíptico, a favor das fibras inferiores da cápsula do ombro Andary et al (2002); Hill et al (2007) aplicam perpendicularmente à superfície das fibras, por outro lado Wall et al (1999) queima no sentido da fibra colágena. Fitzgerald et al (2002), Frostick et al (2003), Chen et al (2005) recomendam que o procedimento seja realizado de modo semelhante à pintura, isto é, em pinceladas. Abrams et al (2002) varrem radialmente a cápsula, Angelo (2003) utiliza o encolhimento em aspecto de grade. Fanton et al (2001) valem-se da técnica das pinceladas e manisfestam que o encolhimento

deve ter início pelo lado da cápsula umeral, por ser aquele de maior alcance durante o procedimento artroscópico, preocupação até então não manifestada por outros pesquisadores.

Todos os autores citados destacam a preocupação de preservar-se o tecido normal entre as partes queimadas, o que nos parece lógico. Nós utilizamos a queima em um único ponto, porque a cápsula anterior é lugar de escolha por sua resistência e, também porque o ligamento glenoumeral inferior expande–se anterior e posteriormente. Do mesmo modo, optamos por um único local, pois concordamos com a viabilidade de tecido normal ao redor do ponto escolhido e encolhido. Assim, a recuperação da ferida criada pela RF deixa tecido sadio ao seu redor. Caso a extensão do encolhimento desejado seja grande, fazemos vários pontos intercalados, ficando bem estabelecido o ponto a ser encolhido com a ponteira, estando esta encostada no tecido sem forçar, uma vez que se utiliza seu próprio peso. Dessa maneira, temos total controle do lugar em que estamos trabalhando, bem como do que estamos fazendo.

Quanto ao tempo de sete segundos, observamos a literatura, e esta não apresenta nenhum consenso, baseamo-nos, por isso nas observações do nosso projeto piloto, que, para a faixa etária de nosso modelo experimental, usando o mesmo volume de solução salina sempre com a mesma temperatura, sendo observada a temperatura do ambiente, o encolhimento ocorre com 7s. Nesse momento, há alteração macroscópica do tecido quanto à cor e seu enrugamento.

Em relação ao resultado desse procedimento, concordamos com todos os autores os quais sustentam que tempo e temperatura são fatores importantes no referido processo. Cabe, igualmente lembrar que, em nosso protocolo, o tempo utilizado é fixado e cronometrado (sete segundos) e a temperatura de 65^0C.

Após termos concluído esse experimento, questionamos se a queima do tecido encolhido por um tempo maior do que 7 segundos, e com temperatura um pouco mais elevada (90^0C), a ponto de inviabilizar as células encolhidas, não permitindo sua recuperação, porém mantendo tecido sadio ao seu redor, não alteraria a resposta final biomecânica. No entanto, essa temperatura não deve ultrapassar 100^0C Hecht et al (1998).

Na abertura da articulação do ombro do coelho, tanto no grupo que foi submetido ao encolhimento pela RF, como do grupo controle, a limitação articular que encontramos variou macroscopicamente de animal para animal. Assim evidenvia-se a resposta individual de cada animal, o que está de acordo com Harryman et al(1992).

Autores, como Schaefer et al(1997), Arnoscky and Aksan(2000) e Wallace et al (2002) destacam que articulações do ombro, ou outra articulação que sejam submetidas à RF deve receber cargas fisiológicas. A carga fisiológica, no entanto não é definida por nenhum deles. Depreende-se, então, que seja carga gravitacional sobre a articulação e carga habitual, geradas pelo movimento ativo, sem uso de peso adicional. Nosso critério, para permitir carga, baseia-se na dor gerada pela atitude cirúrgica e conseqüente autolimitação do animal e no resguardo da literatura específica, que mostra não serem

significativas as alterações de tendões imobilizados e daqueles não imobilizados Pötzl et al (2003).

É importante salientar que todos os animais incluídos neste experimento são rastreados, têm a mesma linhagem genética e são criados para o próprio projeto, o que não observamos na literatura, fato que evita possíveis variações. O local habitado pelos animais é o mesmo desde o acasalamento entre a matriz e o reprodutor, até o momento de completar o experimento: seis meses e meio. Procuramos realizar nosso experimento com coelhos ao redor de cinco meses, cruzando esse dado com o peso do animal, que variou. Tal fato nos induziu a pensar que, num projeto, mesmo sendo observados detalhes como esses, existem vieses de difícil solução, e quem sabe eles não venham a alterar respostas finais.

Há, entre os cunicultores, consenso sobre o estresse de coelhos, quando não adaptados ao local no qual são mantidos antes de qualquer experimento. Essa circunstância foi observada por nós no manuseio desse modelo experimental em projetos anteriores.

Em função disso, a criação dos animais, no mesmo ambiente desde o nascimento, elimina o fator estresse enfrentado por eles, fator negativo na evolução do experimento. esta sugestão foi levada ao Comitê de Ética, para ser observada em projetos subseqüentes. Pötzl et al (2003) são, entre os pesquisadores, são os únicos que destacam Essa preocupação, o bem-estar dos animais. Os referidos especialistas adaptaram coelhos uma semana antes do experimento.

Saliento que nossa curiosidade pelo assunto instabilidade e pelo termo encolhimento vislumbrou mais uma maneira de resolver um problema, cada vez mais atual, que é a instabilidade multidirecional, definida por Anderson et al(2002) e entendida por Fitzgerald et al(2002).

Associado a isso, acrescento que é importante não haver outras lesões, como desgarro de lábio glenoidal, lesão na cápsula do ombro e estruturas ligamentares, fator que aumenta a translação da cabeça do úmero ântero-posterior e superiormente. Fanton et al (2001) Levine et al(2001), tensionam o espaço entre a margem anterior do tendão do supra-espinal e a margem superior do tendão do músculo subescapular (intervalo rotador), espaço descrito por Neer (1990).

Quando se fala em encolhimento, cabe o questionamento de quais fatores influenciam a retração tecidual, Gagey and Boisrenoult (2004), enfatizam que os fatores importantes são o tempo e a temperatura; Hayashy et al (1997), tempo, temperatura e idade do tecido que é queimado; enquanto para Arnoscky e Aksan (2000), tempo, temperatura, idade do tecido (faixa etária do espécime) concentração de eletrólitos na solução que banha o tecido que será encolhido, orientação das fibras colágenas do tecido a ser queimado e hidratação do tecido. Wall et al (1999) destacam os fatores tempo, temperatura, modelo arquitetônico articular (seria o mesmo que as orientações das fibras colágenas); Nassef al et (1997) assinalam os aspectos: tempo de exposição ao calor, temperatura, tipo de sonda utilizada, distância da ponteira do tecido alvo e tamanho da ponteira, enquanto para

Hecht et al (1999) devem ser observados: tempo, temperatura, área de contato bem como a solução que banha o tecido. Wallace et al (2000) indicam tempo, temperatura e tamanho da ponteira utilizada.

Wolf et al (2005) destacam que os fatores tempo e pressão da ponteira sobre o tecido são as variáveis importantes para eles; finalmente, Chen et al (2005) afirmam que tempo, temperatura, modelo da ponteira, seleção de pacientes, pós-operatório com reabilitação apropriada, tempo de retorno ao esporte e adequada técnica cirúrgica constituem os aspectos que devem ser considerados e avaliados.

Em nosso protocolo; são valorizados: tempo, temperatura, contato da ponteira, utilizando seu próprio peso sobre o tecido alvo; o tecido sempre o mesmo (cápsula de ombro de coelhos), mesmo local do ombro do coelho; mesmo modelo de ponteira; volume de solução salina e sua temperatura para irrigação, que deve ser sempre a mesma; temperatura da ponteira (a mesma), desse modo, diminuímos a possibilidade de outros desvios sistemáticos no estudo. Acreditamos que essa padronização mais abrangente neste protocolo do que nos demais e a sua execução inflexível permitem resultados mais fiéis no estudo, embora tendo a certeza de estarem distantes de serem definitivos.

Alguns autores mostram os percentuais de encolhimento, havendo discrepância, o que é de fácil entendimento, pois os protocolos diferem muito. Schaefer et al (1997) observam encolhimento imediato de 6,7%, e, após oito semanas, o tecido alongou acima do seu tamanho antes do aquecimento, estudo esse realizado em coelhos.

Hayashi et al (1997) observam 10% de encolhimento, sendo 70% do tecido sem alteração, na temperatura de 70^0C, resultados obtidos em tendões de banco de tendões. Obrzut et al (1998) descrevem 4% a 65^0C e 14% a 80^0C, em ovelhas, Wall et al (1999) mostram 30.6% +/- 7.3% de encolhimento, ressaltando que as propriedades do tecido deterioram-se, em tendões do pé de bovinos; Wallacy e Emery (2000) salientam que o encolhimento que excede 15% - 20% sugerem aumento do risco de alongamento com atividades, estudo esse realizado em bovinos. Wolf et al (2005) encontram 16% de encolhimento em ovinos.

Por que variaram tanto as respostas ao encolhimento, devido à mudança da temperatura utilizada? Pelo tecido escolhido e por sua impedância. Temos certeza de que esses e outros fatores comandam as variações às respostas, assim como outros que ainda não foram, relatados tais como: fatores genéticos individuais, histoquímicos, exigências próprias de cada modelo experimental, não só pela arquitetura da articulação, mas também pelo desenho do tecido naquele local e pela própria exigência localizada.

A maioria dos autores afirmam que a rigidez do tecido diminui após a aplicação da RF. Será que as alterações macroscópicas em modelos experimentais, alterações em seu substrato tecidual, mesmo tratando–se de tecido colágeno, não podem apresentar diferenças, caso o fator espécie passe a ser relevante? Em caso positivo, a correlação entre coelhos e humanos deve ser mais bem questionada. As conclusões clínicas em humanos devem ser reconsideradas. A palavra precipitação se adapta melhor a este momento do que ao que já foi publicado.

Quanto às propriedades mecânicas, chama-nos atenção a unanimidade em afirmar que variáveis como rigidez, força e comprimento, independentes de quaisquer critérios são usadas no emprego da RF, porque diminuem, Hayashi et al(1995), Hayashi et al (1997), Vangsness et al(1997), Schaefer et al(1997), Wall et al(1999), Arnoscky e Akson (2000), Wallace e Emery(2000), Wallace et al(2002), Wolf et al(2005) Raymundo et al (2006) Miniaci et al(2006).

Nosso material, tanto no projeto piloto como no projeto definitivo, comprova a diminuição significativa do volume macroscópico da cápsula dos ombros de coelhos submetidos à RF, diminuição da rigidez e da força máxima, quando comparados com o grupo controle por nós utilizado, o que nos faz pensar até que ponto a literatura especializada, na qual existem tantas discordâncias, é confiável; em que casos é possível a utilização da RF.

Tem-se discutido muito o efeito da capsulorrafia termal, termo que predomina nos trabalhos lidos e analisados para este estudo. Manifestamos, aqui, o desagrado quanto a sua utilização; *rafe* vem do grego, está relacionado a costura, designação comum às linhas de união das metades de várias partes simétricas.

A etimologia nos informa que o termo capsuloplastia pode ser assim decomposto: *plast* é oriundo da palavra grega plásso ou plátto, que significa modelar, moldar. Esse vocábulo nos parece mais adequado. Nossa proposta é do emprego de palavra que defina,

de modo mais abrangente, o processo de encolhimento térmico da cápsula do ombro, ou de qualquer outro tecido. Sugerimos o termo - termo encolhimento -.

Quando se discutem os efeitos biomecânicos, histológicos, termoelétricos e fotoéletricos no tratamento da frouxidão capsular em humanos, a partir da utilização do termo encolhimento, o primeiro obstáculo é o quanto temos de reduzir o tecido, qual o comprimento ideal, qual o volume correto para a cápsula do ombro Lubowitz at al (1996) Yamamoto et al (2006)?

Até que ponto devem-se considerar os parâmetros individuais no tecido colágeno Harryman et al(1992) ? Concordamos que a individualidade deve ser considerada, ma vez que observamos diferenças no comportamento das articulações de ombro de coelhos estudadas macroscopicamente. Com base nisso, verificamos o quanto devemos reduzir no ombro instável. Os estudos até aqui realizados não são suficientes para determinar, com exatidão, qual o tamanho ideal.

Hayashi et al(1997), Miniaci et al(2006), bem como outros pesquisadores concordam quando encontram diminuição da rigidez dos tecidos que foram encolhidos pela RF. Por tal razão recomendam atenção para que, em casos bem selecionados, a RF possa ser utilizada, embora destaquem que há muitos questionamentos a serem levantados, além de maiores esclarecimentos, para uma maior – e mais eficaz – utilização do método. Cabe, aqui, continuar indagando em que patologias do ombro podemos utilizar o referido método ou se devemos aguardar considerações mais consistentes.

Nós provocamos instabilidade no ombro, nos 37 coelhos utilizados neste projeto, mas devemos lembrar que o tempo de permanência da instabilidade gerada até o momento da aplicação da RF não é suficiente para alterar o tecido recém instável. O que fica de definitivo é o questionamento, assim como a pergunta: Devemos continuar usando e validando o método para a instabilidade do ombro, principalmente na instabilidade multidirecional, ou devemos aguardar outras conclusões?

Somos críticos, mas, ao mesmo tempo, cépticos, quaisquer afirmações definitivas até o momento são precipitadas. Não é possível substituir a palavra suposição por afirmação, até que alterações bioquímicas, imunológicas e genéticas sejam detalhadas, além da gênese da instabilidade, do tratamento e da recuperação comprovada.

CONCLUSÃO

CONCLUSÃO

1. A radiofreqüência diminui a rigidez da cápsula de ombros de coelhos vivos.

2. A radiofreqüência diminui a força máxima da cápsula de ombros de coelhos vivos.

ANEXOS

PROTOCOLO

IDENTIFICAÇÃO = ANIMAL Nº ☐ **Grupo** ☐

Modelo experimental**:** ***Oryctolagus cuniculus*** Sexo: masculino

Peso: Idade:

DATA DO PROCEDIMENTO: / /

Anestesia:

_____

Anti-sepsia

_____

Incisão

_____

Duração do ato operatório

_____

Complicações

_____

Armazenamento

_____

PROTOCOLO DE ANESTESIA

IDENTIFICAÇÃO = ANIMAL Nº ☐ **Grupo** ☐

Pré – anestésico **Anestesia**

_____ _____

Dose:_____ Dose:_____

Via:_____ Via:_____

Duração:_____ Duração:_____

Antibioticoprofilaxia:_____

Dose:_____ Via:_____

Analgésico:_____

Dose:_____ Via:_____

PROTOCOLO DA EUTANÁSIA

IDENTIFICAÇÃO = ANIMAL Nº ☐ **Grupo** ☐

DATA DA EUTANÁSIA: / /

PRÉ – ANESTÉSICO

_____

DOSE

_____

VIA

_____

FÁRMACO UTILIZADO

_____

DOSE

_____

VIA

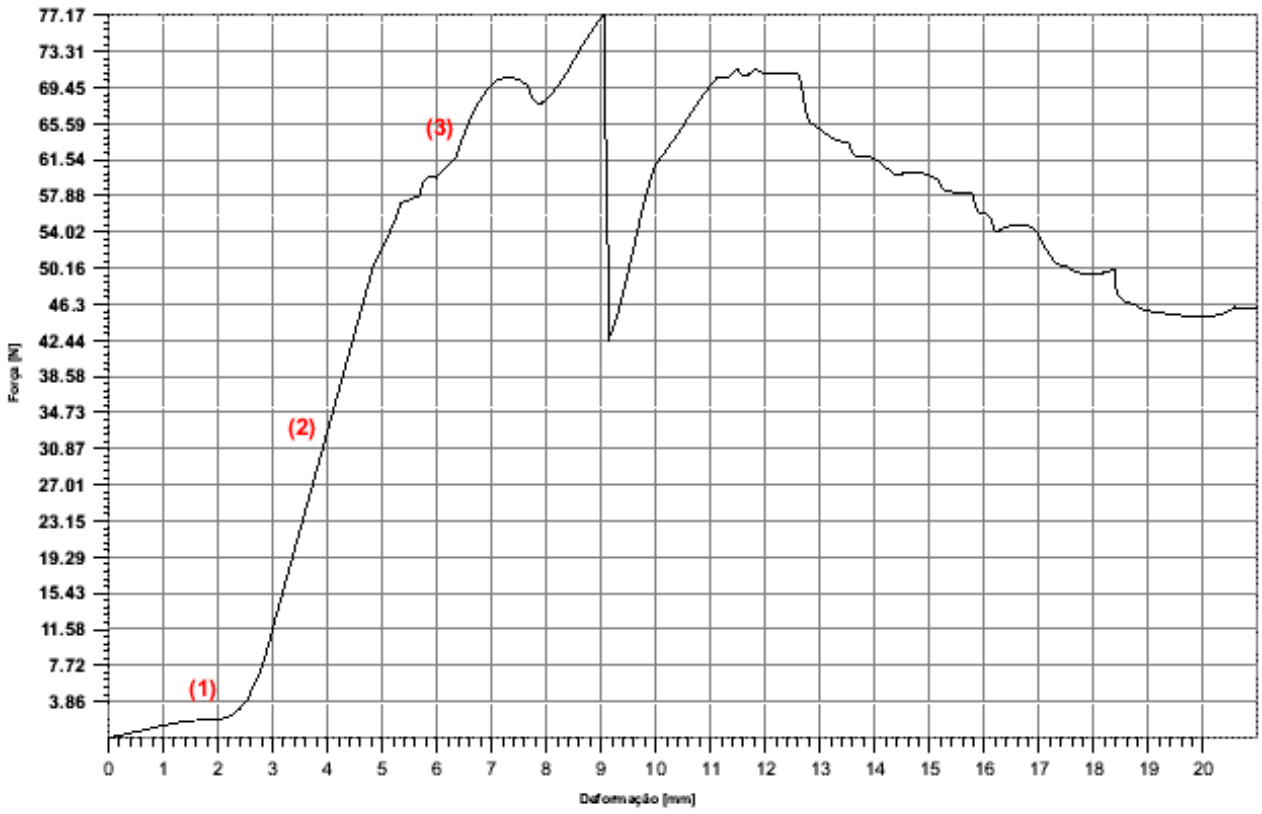
_____

TABELA

Descrição das variáveis por grupo e nível descritivo (p) do teste t de Student pareado para avaliar a diferença entre os grupos.

Variável	Grupo	N	Média	D.P.	E.P.	CV(%)	Mediana	Mínimo	Máximo	p
Altura(mm)	Controle	18	2,44	0,95	0,22	38,7	2,53	1,24	4,15	0,741
	RF	19	2,52	1,03	0,24	40,9	2,23	1,40	4,97	
Lini(mm)	Controle	18	9,74	2,40	0,57	24,7	9,50	4,60	14,00	0,650
	RF	19	9,62	2,17	0,50	22,6	10,10	4,60	12,70	
Área(mm2)	Controle	18	11,24	4,35	1,02	38,7	11,62	5,70	19,09	0,741
	RF	19	11,59	4,74	1,09	40,9	10,26	6,44	22,86	
Fmax(N)	Controle	18	31,72	13,00	3,07	41,0	30,53	13,10	60,05	**0,031**
	RF	19	24,63	9,89	2,27	40,2	21,84	10,41	40,25	
Dmax(mm)	Controle	18	6,79	2,36	0,56	34,8	6,44	3,18	13,47	0,723
	RF	19	6,56	2,64	0,61	40,3	5,97	2,81	12,45	
Tmax(MPa)	Controle	18	3,01	1,20	0,28	40,0	2,79	1,31	6,33	0,186
	RF	19	2,44	1,37	0,31	56,0	2,33	0,58	5,57	
Defmax(%)	Controle	18	71,88	22,90	5,40	31,9	77,01	33,83	126,52	0,605
	RF	19	75,53	49,64	11,39	65,7	55,28	32,30	223,91	
Rigidez	Controle	18	9,68	4,02	0,95	41,5	8,74	3,92	17,13	**0,049**
	RF	19	7,79	2,37	0,54	30,4	8,31	3,38	11,37	
E (MPa)	Controle	18	8,99	3,64	0,86	40,5	8,90	2,51	15,00	0,156
	RF	19	7,67	4,35	1,00	56,8	6,44	1,50	15,06	

GRÁFICO DE RIGIDEZ



(1) - Fase de Acomodação
(2) - Fase Elástica
(3) - Fase Plástica

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Simmons JG. Médicos e descobridores. Vidas que criaram a medicina de hoje- (Rio de Janeiro) Editora Record ; 2002

2. Hitchcock HH MD, Bechtol CO MD. Painful Shoulder. Observation on the role of the tendon of the long head of the biceps brachii in its causation. J Bone J Surg. 1948; 30 A: 263 – 273.

3. Turkel SJ MD, Panio MW MD, Marshall JL MD, Girgis Fg MD. Stabilizing mechanism preventing anterior dislocation of the glenohumeral joint. J Bone J Surg (A). 1981; 63: 1208 – 1217.

4. Matsen, F.A. III M.D, Rockwood CA Jr M.D. – The Shoulder. 1 ed. Vol 1. 1990 p.526 – 569.

5. **Neer CSII, Foster CR. Inferior capsular shift for involuntary inferior and multidirectional instability of the shoulder: a preliminary report. J Bone Joint Surg Am. 1980; 62: 897-908.**

6. Gagey OJ MD PhD, Boisrenoult p MD PhD. Shoulder capsule shrinkage and consequences on shoulder movements. Clin Orthop. 2004; 419: 218 - 222.

7. Fitzgerald BT MD, Watson BT MD, Lapoint JM MD. The use of thermal capsulorrahaphy in the treatment of multidirectional instability. J Shoulder Elbow Surg . 2002; 11 : 108 – 113.

8. Anderson K MD, Warren RF MD, Altchek DW MD, Craig EV MD, O' Brien SJ MD. Risk factors for early failure after thermal capsulorrhaphy. Am J Sport Med. 2002. 30 : 103 – 107.

9. Barber AF M.D; Uribe JW MD; Weber SC M.D. Current applications for arthroscopic thermal surgery. Arthroscopy. 2002; 18: 40 – 49.

10. Steiner D, Hermann B. Acta Anat. 1989; 136: 300 – 302.

11. **Neer CS II. Shoulder reconstruction. 1 ed Philadelphia, W.B Saudres Company, 1990p.1 -39.1990**

12. **Lubowitz J,MD, Bartolozzi A, MD,Rubenstein D, MD, Ciccotti M,MD Schweitzer M, MD, Nazarian L, MD, Lombardi J, MD, Dellose S, MD, Landsdorf A, MD, Miller L, MD. How Much Does Inferior Capsular Shift Reduce Shoulder Clin Orthop.1996. 328: 86- 90.**

13. McFarland EG MD, Kim TK MD, PhD, Banchasuek P MD, McCarthy EF MD. Histologic evaluation of the shoulder capsule in normal shoulder, instable shoulders, and after failed thermal capsulorrhaphy. Am J Sport Med. 2002. 30: 636 – 642

14. Andary Jl MD, MDA, Petersen SA MD. The vascular anatomy of the glenohumeral capsule and ligaments: An anatomic study. J Bone J Surg. 2002; 12: 2258 – 2264.

15. Luke TA MD, Rovner AD MD, Kara SG MD, Hawkins RJ MD, Plancher KD MD MS. Volumetric change in the shoulder capsule after open inferior capsular shift versus arthoscopic thermal capsular shrinkage: A cadaveric model. J Shoulder and Elbow Surg. 2004; 13: 146-149.

16. Yamamoto N, Itoi E, Tuoheti Y, Seki N, Abe H, Minagawa H, Shimada Y, Okada K. The effect of the inferior capitular shift on shoulder intra- articular pressure: a cadaveric study. Am J Sport Med. 2006; 34: 939 – 944.

17. Lu Y, Bogdanske J, Lopez M, Cole BJ, Markel MD. Effect of simulated shoulder thermal capsulorraphy using radiofrequency energy on glenoumeral fluid temperature. Arthoscopy 2005; 21: 592 –596.

18. Pankhurst K. Incipient Shrinkage of Collagen and Gelatin. Nature. 1947; 159 (4042): 538.

19. Verzár F, Nagy Zs. Electronmiocrocopic analysis of thermal collagen genaturation in rat tail tendons. Gerontologia. 1970; 16: 77 82.

20. Harryman II DT MD, Sidles JA PhD, Harris SL BS, Matsen FAIII, MD. Laxity of normal glenoumeral joint: A quantitative in vivo assessment. J Shoulder Elbow Surg. 1992; 1: 66 – 76.

21. Hayashi K, Thabit III G, Bogdanske JJ. The effect of nonablaitive laser energy on the ultrastructure of joint capsular collagen. Arthroscopy 1996; 12: 474-481.

22. Flory PJ, Garret RR. Phase transitions in collagen and gelatin systems. J Am Chem Soc 1958; 80: 4836 – 4845.

23. Hayashi K DVM MS, Thabit III G MD, Massa K L, bobdanske J J, Cooley AJ DVM, Orwin JF MD, Markel MD DVM PhD. The effest of thermal heating on the length and histologic properties of the glenohumeral joint capsule. Am J Sport Med 1997; 25: 107 – 112.

24. Vangsness CT MD, Mitchell III W MD, Nimni M PhD, Erlich M MS, Saadat V MS, Schotzer H PhD. Collagen Shortning. An experimental approach with heat. Clin Orthop 1997; 337: 267 – 271.

25. Schaefer SL MS, DVM; Ciarelli MJ PhD; Arnoczky SP DVM; Ross HE DO. Tissue Shrinkage with the holmium: Yttrium Aluminum Garnet laser – A postoperative assessment of tissue length, stiffness, and structure. Am J Sport Med. 1997; 25: 841 - 848.

26. Nassef GS III; Foster TE MD; Trauner K MD; Solhpour S MD; Anderson RR MD; Zarins B MD. The thermal properties of bovine joint capsule . The basic science of laser – and radiofrequency – induced capsular shrinkage. Am J Sport Med. 1997; 25: 670 - 674.

27. Obrzut S L, BS, Hecht PD.DVM, Hayashi DVM, PhD, Fanton GS MD,ThabitIII G MD and Markel M D DVM, PhD. The effect of Radiofrequency Energy on the Lenght and Temperature Properties of the Glenohumeral Joint Capsule. Arthroscopy. 1998; 14: 395–400.

28. Lopez MJ, DVM, MS, Hayashi K, DVM, PhD, Fanton GS, MD, Thabit III G, MD Markel MD, DVM, PhD. The effect of radiofrequency energy on the ultrastructure of joint capsular collagen. Arthroscopy. 1998; 14: 495-501.

29. Hecht P DVM, Hayashy K DVM PhD Cooley AJ DVM, Lu Y MD, Fanton G MD, Thabit III G MD, Markel MD DVM PhD. The thermal effect of monopolar radiofrequency energy on the properties of joint capsule. An in vivo histologic study using a sheep model. Am J Sport Méd.1998; 26: 808 – 814.

30. Schaller O, Constantinescu GM, Habel RE, Sack OW, Simoens P, de Vos NR. Nomenclatura Anatômica Veterinária Ilustrada. 1^0 ed. São Paulo : Editora Manole Ltda; 1999.

31. Sherllock FG Ph.D FACSM . RF Energy–induced heating of capsular tissue: Temperature changes produced by bipolar vs monopolar RF eletrodes. Research Outcomes Arthroscopic Surgery. 1999; 4: 1–8.

32. Hecht P DVM, Hayahsi K DVM, PhD, Lu Y MD, Fanton GS MD,Thabit III G MD, Jr VR PhD, Markel MD DVM, PhD. Monopolar radiofrequency energy effets on joint capsular tissue: potencial treatment for joint instability. An vivo mechanical, morphological, and biochemical study using an ovine model. Am J Sports Med. 1999; 27: 761-771.

33. Wall MS, Deng X-H, Torzilli PA, Doty SB PhD, O' Brien SJ MD, Warren RF MD. Thermal modification of collagen. J Shoulder Elbow Surg. 1999; 8 : 339-344.

34. Arnosczky SP, DVM, Aksan A, MS. Thermal modification of connective tissues: Basis Science considerations and implications. Journal Am Acad Orthop Surgeons. 2000; 8: 305 – 313.

35. Osmond C,BS, Hecht P, DVM, Hayashi K, PhD.. DVM, PhD, Hansen S,, Fanton GS,MD, Thabit G,III,MD, Markel MD,DVM. Comparative effects of laser and radiofrequency energy on joint capsule. Clin Orthop.2000; 375: 286-294.

36. Lopez MJ, Hayashi K, Vanderby R Jr, Thabit III G MD, Fanton GS MD, Markel MD DVM, PhD. Effects of monopolar radiofrequency energy on ovine joint capsular mechanical properties . Clin Orthop. 2000; 374: 286-97.

36. Wallace AL MBBS PhD, Hollinshead MD FRCS, Frank CB MD FRCS. The scientific basis of thermal capsular shrinkage. J Shoulder Elbow Surg 2000; 9: 354 – 360

37. Wallace AL PhD FRACS, Emery R JH MS FRCS. Glenohumeral instability. Current opinion in orthopedics. 2000;11264 – 270.

38. Tibone JE, Lee TQ,BlackAD, Sandusky MD, McMahon PJ. Glenohumeral translation after arthroscopic thermal capsuloplasty with a radiofrequency probe. J Shoulder Elbow Surg. 2000; 9: 514 –518.

39. Ciccone II WJ, MD, Hunt TJ, MD, Lieber R, Ph.D, Pedowitz R, MD, PhD, Esch J, MD, Tasto JP, MD. Multiquadrant digital analysis of shoulder capsular thickness. Arthroscopy. 2000; 16 : 457-461.

40. Shellock FG Ph.D, Shields CL ,Jr MD. Temperatures Changes Associated With radiofrequency Energy – Induced Heating of Bovine capsular Tissue: Evalation of Bipolar RF Eletrodes. Arthroscopy. 2000; 16: 348 - 358.

41. Fanton GS MD, Khan AM MD. Monopolar radiofrequency energy for arthoscopic treatment of shoulder instability in the athlete. Orthopaedic Clinic of North America. 2001; 32: 511 – 523.

42. Ejnisman B. Estudo imuno - histoquímico dos mecanorreceptores do ligamento glenoumeral inferior em cadáveres humanos (Tese) São Paulo- Tese de doutorado Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP – EPM; 2001.

43. Medvesky M J, MD, Ong BC MD, Rokito A S MD, Sherman OH MD. Thermal Capsular Shrinkage: Basic Science and Clinical Applications.Arthroscopy. 2001; 17(6): 624 – 635.

44. Hayashi K DVM PhD, Markel MD DVM PhD. Thermal capsulorrhaphy treatment of shoulder instability. Clin Orthop 2001. 390: 59 – 71.

45. Levy O, Wilson M, Williams H, Brugera JA, Dodenhoff R, Sforza G, Copeland S. Thermal capsular shrinkage for shoulder instability. Mid – term longitudinal outcome study. J Bone Joint Surg. 2001; 83-B: 640 – 645.

46. Levine WN, Prickett WD, Prymka M, Yamaguchi K. Treatment of the athlete with multidirectional shoulder instability. Orthop Clin North Am 2001; 32: 475 – 484.

47. Rath E MD, Richmond JC MD. Capsular disruption as a complication of thermal al alteracion of the glenohumeral capsule. Arthroscopy 2001; 17: 1 – 3.

48. Wallace AL MD PhD FRACS,Hollinshead RM MD FRCSC, Frank CB MD FRCSC.Creep behavior of a rabbit model of ligament laxity after electrothermal shrinkage in vivo. Am J Sports Med. 2002; 30: 98 – 102.

49. Ritzman TF,MD, Parker RD,MD. Thermal capsulorrhaphy of the shoulder. Current Opinion in Orthopaedics 2002; 13: 288-291.

50. Gerber A MD, Warner JJP MD. Thermal Capsulorraphy to treat shoulder instability. Clin Orthop 2002; 400: 106 – 115.

51. Abrams JS MD, Savoia III FH MD, Tauro JC MD, Bradley JP MD. Recents advances in the evaluation and treatment of shoulder instability: anterior, posterior , and multidirectional. Arthoscopy. 2002; 18: 1 – 12.

52. Trenhaile SW MD, Savioe III FH MD. New frontiers in arthrospic treatment of glenoumeral instability. Arthroscopy. 2002; 18: 76 – 86.

53. Lephart SM PhD ATC, Myers JB PhD ATC, Bradley JP MD, Fu FH MD ScD. Shoulder propriocepcion and function following thermal capsulorraphy. Arthroscopy 2002. 18: 770 – 778.

54. Angelo RL. Controversies in Arthroscopic shoulder surgery: Arthroscopic versus open Bankart repair, thermal treatmentof capsular tissue, acromioplasties – Are they necessary ? Arthroscopy. 2003; 19: 224 – 228.

55. Sekiya JK, Ong BC, Bradley JP. Thermal capsulorraphy for shoulder instability. Instr Course Lect. 2003;52:65 - 80.

56. Selecky MT, Tibone JE,Yang BY, McMahon PJ, LeeTQ. Glenohumeral joint translation after arthroscopic thermal capsuloplasty of the rotator interval. J Shoulder Elbow Surg. 2003; 12: 139-143.

57. Owens BD, Stickles BJ, Busconi BD. Radiofrequency energy: applications and basic science. Am J Orthop. 2003; 32: 117 – 120.

58. Frostick SP, FRCS, Sinopidis C MD, Maskari S AL FRCS, Gibson J MCSP, SRP, Kemp GJ DM, MRCp, Richmond JC MD. Arthroscopic capsular shrinkage of shoulder for the treatment of patients with multidirectional instability: minimum 2-year follow- up. Arthroscopy 2003; 19: 227-233.

59. Pötzl W, MD, Witt KA, MD, Hackenberg L ,MD, Heusner T, MD, Steinbeck J MD. Influence of postoperative immobization on tendon length after radiofrequency- induced shrinkage – An in vivo rabbit study. Am J Sport Med. 2003; 31: 36-40.

60. Wolf RS M.D., Zheng N PhD., Iero J M.D.,and Weichel D B.S. Te effect of thermal capsulorrhaphy and rotator interval closure on multidierectional laxity in glenohumeral joint: a cadaveric biomechanical study. Arthroscopy 2004; 20: 1044 – 1049.

61. Liao W-L MD, Hedman TP PhD, Jr. VT MD. Thermal profile of radiofrequency energy in the inferior glenohumeral ligament. Arthroscopy. 2004; 20: 603 – 608.

62. Karas SG, DeMorat GJ. Glenohumeral volume reduction in arthroscopic shoulder reconstruction: a cadaveric analydis of suture plication and thermal capsulorraphy. Arthrocopy. 2004; 20: 179 - 184.

63. Victoroff BN MD, Deutsch A MD, Protomastro p MD, Barber E MS, D DT PhD. The effect of radiofrequency thermal capsulorrhaphy on glenoumeral translation, rotation, and volume. J Shoulder and Elbow Surg. 2004 13; 138 – 145.

64. Breit R MBBS, FRACS, FaorthA, Wills EJ MD,FRCPS, Bonar F, MBChB, MRCPI, FRCPath, FFOP, FRCPA. Electrothermally arthroscopic capsulorrhaphy: Histology and eletron microscopy after revision surgery. J Shoulder and Elbow Surg. 2004; 13: 226 – 229.

65. Corbett GA, Galloway MT. Ultrasound and radiofrequency in sport surgery. . in: Garrick J G. Orthopaedic Knowledge Update Sport Medicine . USA: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2004; 353- 360.

66. D' Alessandro DF MD, Bradley JP MD, Fleischli JE MD, Connor PM MD. Prospective evaluation of thermal capsulorraphy for shoulder instability. Indications and results, two- to fve-year follow-up. Am J Sport Med. 2004; 32: 21-33.

67. Demirhan M,MD,Uysal M, MD, Kilicoglu O,MD, Atalar AC,MD,Sivacioglu S,MD, Solakoglu S, MD, Bozdag E, PhD, Sunsuloglu E. Tensile strength of ligaments after thermal shrinkage depending on time and immobilization: In vivo study in the rabbit. J Shoulder and Elbow Surg. 2005; 14: 193-200.

68. Chen S MD PhD, Haen PS MD, Walton J PhD, Murrell GAC MD PhD. The effects of thermal capsular shrinkage on the outcomes of arthroscopic stabilization for primary anterior shoulder instability. Am J Sport Med. 2005; 33: 705 – 711.

69. Reckers LJ, Fagundes DJ, Cohen M, Raymundo JLP, Moreira MB, Paiva VC. Effects of different preservation temperatures and periods menisci cellurarity in rabbits. Acta Cir Bras. 2005; 20: 428 – 433.
70. Nightingale EJ, BappSc MbiomedE PhD, Walsh WR PhD. Radiofrequency energy effects on the mechanical properties of tendon and capsule. Arthoscopy. 2005; 21: 1479 – 1485.

71. Aneja A, Karas SG MD, Weinhold PS PhD, Afshari HM, Dhners LE MD. Am Journal S Med. 2005; 33: 1729 – 1734.

72. Park HB MD, Yokota A MD PhD, Gill HS MD, Rassi GE MD, Mcfarland EG MD. Revision surgery for failed thermal capsulorrhaphy. Am J Sport Med. 2005; 33:1321 – 1325.

73. Wolf BR, MD, Heiner AD,MD, Albright JP,MD, Nepola JV, MD. Excessive radiofrequency application: Effects on capsular tissue in an animal model. J Shoulder Elbow Surg. 2005; 14: 149 – 156.

74. Raymundo JLP, Reckers LJ, Filho AZ, Camargo OP, Amado MO, Pinto JCP Análisis biomecânica y cuestionamientos sobre estúdios de rigidez de la cápsula del hombro de conejo, sometido a radiofrecuencia. IX Congresso Internacional de Artroscopia y Medicina del Desposte- Buenos Aires – Argentina.2006.e-mail:www.artroscopia.com.ar–Webside artroscopiaarg@ciudad.com.ar.

75. Mohtadi NG, hollinshead RM, Ceponis PJ, Chan DS, Fick GH. A multi-centre randomized controlled trial comparing electrothermal capsulorrhaphy versus open inferior capsular shift for pacients with shoulder instability: Protocol implementation and interim performance: lessons learned from conducting a multi-centre RCT. Trial. 2006; 7:1-2.

76. Miniaci A MD FRCSC, Codsi MJ MD. Thermal capsulorrhaphy for the treatment of shoulder instability. Am J Sport Med . 2006; 34: 1356 – 1362.

77. Paiva VC. A correlação entre diferentes temperaturas e períodos de preservação sobre as fibras colágenas de meniscos de coelhos (Tese) São Paulo Dissertação de mestrado na Universidade Federal de São Paulo – UNIFESP – EPM; 2006.

78. Pullin GP, DVM, Collier MA DVM, Johnson LL MD, DeBault LE PhD, Walla RC PhD. Holmium:YAG laser – asssted capsular shift in a canine model: Intraarticular pressure and histolog observations. J Sholuder and Elbow Surg. 1997; 6: 272 – 285.

79. Hill AM,BSc,Jones IT,FRCS, Hansen U,PhD, Suri A,BSc, Sandison A,FRCP, Moss J,PhD,Wallace AL,PhD,FRACS.Treatment of ligament laxity by electrothermal shrinkage or surgical plication: A morphologic and mechanical comparion. J Shoulder and Elbow Surg. 2007; 6: 95- 100.

Agradeço a Mariela, minha mulher por fazer - me vencer os obstáculos. A plenitude de teu convívio é a gratidão que tenho e o amor que sinto por ti. Aos meus filhos Veronica e Gabriel por me perdoarem, pelos momentos ausentes e por suas sugestões de vida. A minha mãe Odetta e meu pai Carlos por mostrar–me o caminho da verdade e por fazer ser perseverante, junto ao afeto que só eles podem dar.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

A meu orientador Prof. Dr. Olavo Pires de Camargo, minha admiração pelos ensinamentos sintonizados com a modernidade, por suas iniciativas de vanguarda, orientação, questionamentos a que devemos submeter nossas tarefas, obrigado pela confiança depositada, lhe serei eternamente grato.

Ao Prof. Dr. Américo Zoppi Filho por seu exemplo profissional e de coleguismo, obrigado por agarrar - me pela mão e organizar minhas idéias.

Prof. Milton Amato, Chefe do Biotério Central da Universidade Federal de Pelotas, por seus conceitos sobre projetos experimentais por sua disponibilidade na transcorrer deste projeto e por permitir seu convívio.

AGRADECIMENTOS

Pela certeza que incorro no risco da ingratidão, aventuro-me a citar algumas pessoas que em graus variados, contribuíram para a realização deste trabalho.

Ao Prof. José Padilha, diretor do Hospital Veterinário da Universidade Federal de Pelotas por disponibilizar toda estrutura do HVUFPEL, por acreditar em meus projetos, sua ajuda foi e é fundamental em meus experimentos.

Ao meus mestres Dr. Luzzardo Ferreira Gonzales e Dr. Paulo Ernesto Coelho de Oliveira pelo meu despertar ortopédico.

Ao Prof. Dr. Mozart Vitor Russomano por abençoar-me academicamente.

A Dr.Raul Bollinger Neto por viabilizar meu projeto e por suas idéias.

A Dra. Josiene Venâncio médica por sua estratégia na tabulação de todo experimento.

Ao Dr. Danilo Larrosa médico anestesiologista pelo auxílio imprescindível nos experiementos.

Ao médicos Renato Locks, Álvaro Rodrigues, Clair Azzoline Filho, Marcela Grazziotin, Aline Lisboa e a acadêmica Alessandra Formigueri por sua disponibildade e obsessão em nosso experimentos.

Dr. Márcia Bento Moreira mestre e doutora em medicina veterinária, anestesiologista de pequenos e grandes animais, por estabelecer protocolos específicos para cada projeto por seu estímulo e boa vontade quando requisitada.

Ao Tecnólogo César Augusto Martins Pereira pelo apoio fundamental, presteza e boa vontade.

Ao Departamento de Medicina Especializada da Universidade Federal de Pelotas, por minha liberação e confiança depositada.

As incansáveis Secretárias, do Pós–Graduação da Ortopedia da USP, Maria Helena Nunes Pereira e Rosana Moreno Costa, pela boa vontade e disponibilidade permanente.

Luciana Cristina da Silva Menezes, Técnica em Biblioteconomia pelo meu constante incomodo e sua boa vontade e presteza permanente.

A Secretária do Departamento de Medicina Especializada da Universidade Federal de Pelotas, Lucia Medina por transformar problemas em solução.

Roberto Araújo funcionário do Biotério Central da Universidade Federal de Pelotas, por sua atenção em todos nossos projetos em especial a esse.