

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

**AQUECIMENTO GERADO PELO ULTRASSOM
TERAPÊUTICO EM PRESENÇA DE PLACA ÓSSEA
METÁLICA NO FÊMUR DE CADÁVERES CANINOS**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

Amanda Oliveira de Andrades

**Santa Maria, RS, Brasil
2013**

**AQUECIMENTO GERADO PELO ULTRASSOM
TERAPÊUTICO EM PRESENÇA DE PLACA ÓSSEA
METÁLICA NO FÊMUR DE CADÁVERES CANINOS**

Por

Amanda Oliveira de Andrades

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

Orientador: Prof. Alexandre Mazzanti

Santa Maria, RS, Brasil

2013

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

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

**AQUECIMENTO GERADO PELO ULTRASSOM TERAPÊUTICO EM
PRESENÇA DE PLACA ÓSSEA METÁLICA NO FÊMUR DE
CADÁVERES CANINOS**

elaborada por
Amanda Oliveira de Andrades

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

Comissão Examinadora:

Alexandre Mazzanti, Prof. Dr. (UFSM)
(Presidente/Orientador)

Alceu Gaspar Raiser, Prof. Dr. (UFSM)

Marcelo Meller Alievi, Prof. Dr. (UFRGS)

Santa Maria, 28 de fevereiro de 2013

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a Deus e aos anjos que me cercam, por guiarem meus pensamentos e meu caminho, pela saúde e por todas as coisas boas que proporcionam nos momentos que mais preciso.

À minha mãe Eliane e irmãos Daniel e Ana Paula, pela paciência, pelo apoio e amor incondicional. Ao meu pai Paulo Gilberto, que mesmo na ausência física se faz tão presente na minha vida, trazendo luz e paz.

Ao meu orientador, Prof. Alexandre Mazzanti, pela oportunidade de conhecer a área de Fisioterapia e Reabilitação Veterinária ainda na graduação. Por ter apostado na minha capacidade quando até eu duvidei.

À melhor equipe, Diego Beckmann, Graciane Aiello, Rafael Chaves e Rosmarini Passos, pelas experiências compartilhadas, por toda a ajuda dispensada na realização deste trabalho, pelo apoio emocional e amizade que certamente permanecerá. Aos colegas da Pós-graduação, em especial ao Antônio Coutinho pela importante participação no projeto piloto.

Aos estagiários que me acompanharam desde o início, Natália Fantinel e Rafael Port e aos que participaram de alguma etapa da pesquisa, Amanda Crema, Barbara Appel, Giovana Biezus e Sabrina Brendler. A dedicação e o esforço sempre são reconhecidos. Obrigada por tudo.

Ao setor de Patologia Veterinária UFSM e ao Centro de Controle de Zoonoses de Cachoeira do Sul que ajudaram na difícil tarefa de conseguir as amostras.

Aos professores da Pós-graduação em Medicina Veterinária da UFSM, por todo conhecimento passado. Uma equipe de docentes exemplar e inspiradora.

Aos funcionários do Hospital Veterinário Universitário da UFSM e a todos os colegas que de alguma maneira colaboraram para tudo dar certo.

Aos pacientes da rotina do Laboratório de Reabilitação Veterinária, que me incentivam nesta caminhada e são a razão da paixão que tenho pela área.

Às amigas que, mesmo de longe, estão sempre ao meu lado e me escutam, Aline Medeiros, Camila Machado e Luciane Mohr. Amo vocês.

Aos meus queridos pets que alegram todos os meus dias, Flicka, Rita, Zig, Théo e Algodrey.

Ao CNPq/CAPES pelo apoio financeiro.

RESUMO

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

AQUECIMENTO GERADO PELO ULTRASSOM TERAPÊUTICO EM PRESENÇA DE PLACA ÓSSEA METÁLICA NO FÊMUR DE CADÁVERES CANINOS

AUTORA: AMANDA OLIVEIRA DE ANDRADES
ORIENTADOR: ALEXANDRE MAZZANTI
Santa Maria, 28 de fevereiro de 2013.

O objetivo deste estudo foi avaliar o aquecimento gerado pelo ultrassom terapêutico (UST) na placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos. Foram utilizados dez pares de membros pélvicos, distribuídos igualmente entre os grupos que utilizaram as frequências de 1 e 3 MHz. Cada frequência testou as intensidades de 1 e 2 W/cm², sendo que o membro pélvico direito foi definido grupo controle (ausência da placa óssea metálica) e o membro pélvico esquerdo o grupo teste (presença da placa óssea metálica). Portanto, os grupos controles foram denominados GCI, com UST na frequência de 1 MHz e intensidade de 1 W/cm², GCII com 1 MHz e 2 W/cm², GCIII com frequência de 3 MHz e intensidade de 1 W/cm² e GCIV com 3 MHz e 2 W/cm². Para cada grupo controle, seu respectivo grupo teste foi denominado GTI, GTII, GTIII e GTIV. O UST foi aplicado na face lateral da coxa utilizando o modo contínuo, transdutor de 3,5 cm² em uma área de 6,25 cm², durante dois minutos. Foram utilizados sensores acoplados a termômetros digitais que mediram a temperatura em diferentes locais antes (t₀) e após (t₁) a aplicação do UST. Pode-se verificar que as temperaturas em t₁ foram maiores em todos os grupos testados. Os grupos que testaram a frequência de 3 MHz demonstraram que a temperatura intramuscular foi significativamente maior (P<0,05) na presença da placa óssea metálica. O ultrassom terapêutico no modo contínuo de 1 e 3 MHz e intensidades de 1 e 2 W/cm² durante dois minutos promove o aquecimento da placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos.

Palavras-chave: Fisioterapia. Termoterapia profunda. Aquecimento. Contratura. Cão.

ABSTRACT

Ms dissertation
Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária
Universidade Federal de Santa Maria

Heating produced by therapeutic ultrasound in the presence of a metal plate in the femur of canine cadavers

AUTHOR: AMANDA OLIVEIRA DE ANDRADES

ADVISER: ALEXANDRE MAZZANTI

Santa Maria, february 28nd 2013.

The present study aimed to assess the heat generated by a therapeutic ultrasound (TUS) in a metal bone plate and adjacent structures after fixation to the femur of canine cadavers. Ten pairs of hindlimbs were used, and they were equally distributed between groups that were subjected to 1- and 3-MHz frequencies, with each frequency testing 1- and 2-W/cm² intensities. The right hindlimb was defined as the control group (absence of the metal plate), and the left hindlimb was the test group (presence of the metal plate). Therefore, the control groups (CG) were denominated CGI, using TUS with 1-MHz frequency and 1-W/cm² intensity; CGII, using 1-MHz frequency and 2-W/cm² intensity; CGIII, using 3-MHz frequency and 1-W/cm² intensity; and CGIV, using 3-MHz frequency and 2-W/cm² intensity. For each control group, its respective test group (TG) was denominated TGI, TGII, TGIII and TGIV, respectively. The TUS was applied to the lateral aspect of the thigh using the continuous mode and a 3.5-cm² transducer in a 6.25-cm² area for 2 minutes. Sensors were coupled to digital thermometers that measured the temperature in different sites before (t_0) and after (t_1) of the TUS application. The temperatures in t_1 were higher in all tested groups. The intramuscular temperature was significantly higher ($P < 0.05$) in the groups used to test the 3-MHz frequency in the presence of the metal plate. The therapeutic ultrasound in the continuous mode using frequencies of 1 and 3 MHz and intensities of 1 and 2 W/cm² for 2 minutes caused heating of the metal plate and adjacent structures after fixation to the femur of canine cadavers.

Key words: Physical therapy. Deep heat therapy. Heating. Contracture. Dog.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 -	Hiperextensão do joelho direito em um cão apresentando contratura do quadríceps em decorrência de fratura distal do fêmur (A e B).....	14
Figura 2 -	Contratura muscular e flexão do joelho esquerdo em um cão apresentando miopatia fibrótica do bíceps femoral após osteossíntese do fêmur (A). Em B, uso da hidroterapia em forma de ducha de água aquecida sobre a musculatura.....	16
Figura 3 -	Efeitos terapêuticos do ultrassom em cães com lesões musculoesqueléticas. Em A, nota-se o uso do UST modo contínuo com intuito de promover aquecimento muscular. Em B, verifica-se o UST sobre o tendão calcanear antes do alongamento e da movimentação passiva da articulação do joelho.....	20
ARTIGO 1		
Figura 1 -	Representação esquemática do fêmur e do posicionamento dos sensores (■) de temperatura nos grupos controles -GCI, GCII, GCIII e GCIV- (A) e grupos testes -GTI, GTII, GTIII e GTIV- (B). S1: face medial, medular óssea; S2: face medial, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); S3: face medial, medular óssea distal; S4: face medial, cortical óssea distal (grupos controles), placa óssea metálica distal (grupos testes); S5: face lateral, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); S6: face lateral, muscular; S7: face lateral, parafuso proximal; S8: face lateral, parafuso distal.....	37
Figura 2 -	Demonstração gráfica da média das temperaturas das amostras tratadas por ultrassom terapêutico de acordo com sensores e grupos experimentais. Nota-se em A, as maiores temperaturas no sensor S5 e, em B, no sensor S6 (intramuscular). Houve diferença ($P < 0,05$) entre os sensores S5 e S2 (A) e S5 e S6 (B) em cada grupo analisado.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Média da diferença ($t_1 - t_0$) de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) das amostras tratadas com ultrassom terapêutico de acordo com os sensores (S) e grupos experimentais. Grupos controles: GCI, GCII, GCIII e GCIV; grupos testes: GTI, GTII, GTIII e GTIV. S1: face medial, medular óssea; S2: face medial, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); S3: face medial, medular óssea distal; S4: face medial, cortical óssea distal (grupos controles), placa óssea metálica distal (grupos testes); S5: face lateral, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); S6: face lateral, muscular; S7: face lateral, parafuso proximal; S8: face lateral, parafuso distal.....	38
---	----

LISTA DE ABREVIATURAS

A – Área

a - Amostra

cm – Centímetro (s)

cm/s – Centímetro (s) por segundo

ARE – Área de radiação efetiva

G – Grupo

GC – Grupo controle

GT – Grupo teste

Hz – Hertz

kHz – Quilo-hertz

MHz – Mega-hertz

mm – Milímetros

S – Sensor

T – Tempo

t – Temperatura

t_0 – Temperatura antes da aplicação do UST

t_1 – Temperatura após a aplicação do UST

UST – Ultrassom terapêutico

W/cm² - Watt (s) por centímetro quadrado

°C – Graus centígrados

% – Por cento

ANEXOS

ANEXO A -	Média das temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) das três aferições dos sensores (S) antes (t_0) e após (t_1) a aplicação do ultrassom terapêutico em cada amostra dos grupos controles.....	46
ANEXO B -	Média das temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) das três aferições dos sensores (S) antes (t_0) e após (t_1) a aplicação do ultrassom terapêutico em cada amostra dos grupos testes.....	47
ANEXO C -	Média da diferença ($t_1 - t_0$) de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) das três aferições dos sensores (S) em cada amostra de acordo com os grupos experimentais.....	48

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	13
2.1 Fraturas femorais	13
2.1.1 Complicações específicas das fraturas	13
2.2 Reabilitação pós-operatória	15
2.3 Ultrassom terapêutico	16
2.3.1 Parâmetros do ultrassom	18
2.3.2 Efeitos biofísicos do UST	18
2.3.3 Efeitos terapêuticos do UST em lesões musculoesqueléticas	20
2.3.4 Uso do UST em implantes metálicos	21
2.4 Modelos experimentais do uso do UST em implantes metálicos	24
3 ARTIGO 1 - Aquecimento gerado pelo ultrassom terapêutico em presença de placa óssea metálica no fêmur de cadáveres caninos	25
Resumo	26
Abstract	27
Introdução	27
Material e Métodos	28
Resultados e Discussão	30
Conclusão	33
Referências Bibliográficas	33
4 CONCLUSÃO	40
5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	41
6 ANEXOS	46

1 INTRODUÇÃO

Algumas complicações podem ser observadas após fraturas femorais em cães e gatos como a contratura do quadríceps e a miopatia fibrótica. Essas afecções provocam fibrose e aderência dos grupos musculares ao calo ósseo em desenvolvimento, resultando em anquilose e alteração da amplitude do movimento articular (STEISS, 2002; LEVINE; TAYLOR; MILLIS, 2004; DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2005; SIMPSON; LEWIS, 2007).

Embora tradicionalmente o foco do cirurgião seja a osteossíntese, atualmente as atenções também estão voltadas para a recuperação das lesões de tecidos moles e da amplitude de movimentos das articulações envolvidas ou adjacentes à fratura, o que permite reduzir o tempo de recuperação funcional do membro afetado (DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2008).

As complicações citadas anteriormente podem ser evitadas ou tratadas ao empregar a reabilitação pós-operatória imediata, mediante técnicas específicas de mobilização muscular e articular (DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2005; SCHULZ, 2007). Para maior eficiência dessas técnicas, recomenda-se um prévio aquecimento das estruturas utilizando modalidades fisioterapêuticas que causam aquecimento profundo, como o ultrassom terapêutico (DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2005; ARAÚJO, 2009).

O ultrassom terapêutico (UST) no modo contínuo promove o aquecimento dos tecidos com conseqüente aumento da extensibilidade do colágeno, do fluxo sanguíneo local, da velocidade de condução do estímulo nervoso e do limiar de dor, reduzindo espasmo, contratura muscular e desfazendo aderências (STEISS; LEVINE, 2008). No entanto, seu uso em locais providos de implantes metálicos ainda é controverso, sendo que alguns autores afirmaram não existir problemas nessa associação (STARKEY, 2001; ARAÚJO, 2009), enquanto outros colocaram como precaução (STEISS; McCAULEY, 2004; BAXTER; McDONOUGH, 2007) e até contraindicação (YOUNG, 2003; FERRIGNO; PEDRO, 2009), uma vez que, a aplicação do UST na presença do implante metálico poderia causar um superaquecimento local com graves danos aos tecidos (GERSTEN, 1958).

Considerando a relevância do assunto na rotina clínica e cirúrgica veterinária, a carência de investigações experimentais e a falta de consenso sobre o uso do UST na presença do implante metálico, o objetivo deste estudo foi avaliar o aquecimento gerado pelo UST, modo contínuo, nas frequências de 1 e 3 MHz e intensidades de 1 e 2 W/cm² na placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos.

O modelo experimental utilizado visa buscar dados preliminares que afirmem a necessidade da execução do mesmo experimento “*in vivo*”, já que as pesquisas que envolvem a utilização de animais devem ser instituídas após a avaliação de sua real necessidade, sendo limitadas pelas questões de ética e bem-estar.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Fraturas femorais

Na rotina cirúrgica veterinária é frequente a ocorrência de fraturas de diáfise e metáfise ósseas (PIERMATTEI; FLO; DeCAMP, 2006; DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2008). O fêmur é um dos ossos comumente fraturados em cães e gatos (SIMPSON; LEWIS, 2007; BEALE, 2004) e representa cerca de 45% de todas as fraturas de ossos longos (PIERMATTEI; FLO; DeCAMP, 2006). Elas podem ocorrer após diferentes tipos de traumas e geralmente são fechadas devido à densa musculatura que envolve o fêmur, sendo contraindicado o tratamento conservativo (BEALE, 2004).

O tratamento cirúrgico das fraturas deve proporcionar uma fixação estável com técnicas minimamente invasivas, resultando em menor dor pós-operatória, uso precoce do membro e rápida cicatrização óssea (LEVINE; TAYLOR; MILLIS, 2004). A seleção do implante é baseada em múltiplos parâmetros como mecânicos, biológicos e clínicos associados ao temperamento de cada paciente e tipo de fratura (STIFFLER, 2004). De acordo com Roush (2005), o método escolhido deve ter a capacidade de controlar todas as forças atuantes na fratura (flexão, compressão, cisalhamento, tensão e torção) e providenciar estabilidade e redução anatômica das superfícies articulares, permitindo um retorno precoce da função. Opções como placas ósseas, hastes bloqueadas, parafusos, pinos e fios são consideradas para redução de fraturas femorais (BEALE, 2004)

2.1.1 Complicações específicas das fraturas

No geral, as principais complicações no reparo de fraturas incluem a osteomielite, união retardada, não união, má-união, fechamento prematuro da fise e fraturas associadas ao sarcoma (JACKSON; PACCHIANA, 2004). Entre as complicações decorrentes de fraturas femorais envolvendo tecidos moles, pode-se incluir a contratatura do quadríceps e a miopatia fibrótica (SIMPSON; LEWIS, 2007).

A contratura do quadríceps é uma fibrose muscular que acomete animais de qualquer idade, raça e sexo, sendo mais comum em pacientes imaturos após fraturas femorais distais (SCHULZ, 2007). Pode-se desenvolver quando um reposicionamento da unidade músculo-tendão com tecido fibroso resulta em um encurtamento funcional, interferindo na movimentação normal das articulações adjacentes (DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2005; SCHULZ, 2007) (Figura 1A e 1B).



Figura 1- Hiperextensão do joelho direito em um cão apresentando contratura do quadríceps em decorrência de fratura distal do fêmur (A e B).

Fonte: Laboratório de Reabilitação Veterinária - LAREV, HVU, UFSM, RS.

Como causa da contratura do quadríceps, pode-se citar o tratamento cirúrgico tardio e a não realização imediata da reabilitação pós-operatória. Em alguns casos, a imobilização do membro em extensão antes ou após a estabilização cirúrgica também pode contribuir para o surgimento da doença (LEVINE; TAYLOR; MILLIS, 2004). Outros fatores predisponentes são traumatismo ao grupo muscular quadríceps, rápida formação de calo ósseo, espessamento e fibrose da cápsula articular, imobilização no período inicial após lesão, fibrose do músculo quadríceps adjacente ao calo ósseo, perda de fibras musculares e da função muscular. Ainda, a dissecação extensa de tecido mole durante a cirurgia pode aumentar o edema e a dor pós-operatória contribuindo na formação de tecido fibroso em meio ao tecido muscular e

periarticular (PIERMATTEI; FLO; DeCAMP, 2006). Como consequência da contratura, verifica-se uma diminuição na amplitude de movimentos articulares e retardo na recuperação funcional do membro (LEVINE; TAYLOR; MILLIS, 2004; SIMPSON; LEWIS, 2007).

A diminuição na amplitude dos movimentos do joelho pode ser observada no estágio precoce dessa doença e a hiperextensão dessa articulação resulta em deslocamento da articulação coxofemoral, impossibilidade do paciente suportar o peso sobre o membro acometido, claudicação e/ou desuso do membro (SIMPSON; LEWIS, 2007). No estágio avançado, esse problema está associado com atrofia muscular e óssea por desuso, degeneração das superfícies articulares, fibrose intra-articular e eventualmente fusão da articulação do joelho (LEVINE; TAYLOR; MILLIS, 2004).

A miopatia fibrótica dos músculos grácil, semitendinoso, semimembranoso e bíceps femoral é outra complicação encontrada em pacientes com fraturas femorais e tem como característica o espessamento da junção musculotendínea ao substituir fibras musculares por tecido conjuntivo fibroso. As causas dessa doença podem ser traumáticas ou secundárias à neuropatia. A abdução coxofemoral e a extensão do joelho ficam limitadas e os músculos acometidos têm uma consistência densa e firme à palpação (SCHULZ, 2007). A dor e o edema também são fatores que podem contribuir para essa afecção (DOYLE, 2004), além de longos períodos de imobilização ou desuso do membro (DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2008) (Figura 2A e 2B).

2.2 Reabilitação pós-operatória

As possíveis complicações musculoesqueléticas após fraturas femorais citadas anteriormente (item 2.1.2) podem ser evitadas ou tratadas mediante o emprego da fisioterapia ou reabilitação pós-operatória imediata, utilizando modalidades que mobilizem a musculatura e as articulações adjacentes envolvidas. Protocolos incluindo alongamento, movimentação passiva articular e hidroterapia geralmente são indicados para melhorar a amplitude articular e encorajar o apoio precoce do membro (LEVINE; TAYLOR; MILLIS, 2004; SCHULZ, 2007; SIMPSON; LEWIS, 2007).

Segundo Draper e Ricard (1995), um dos objetivos a ser considerado nos programas de reabilitação pós-operatória é alcançar uma completa amplitude de movimento articular, visando favorecer o uso funcional do membro. Os fisioterapeutas geralmente dedicam um

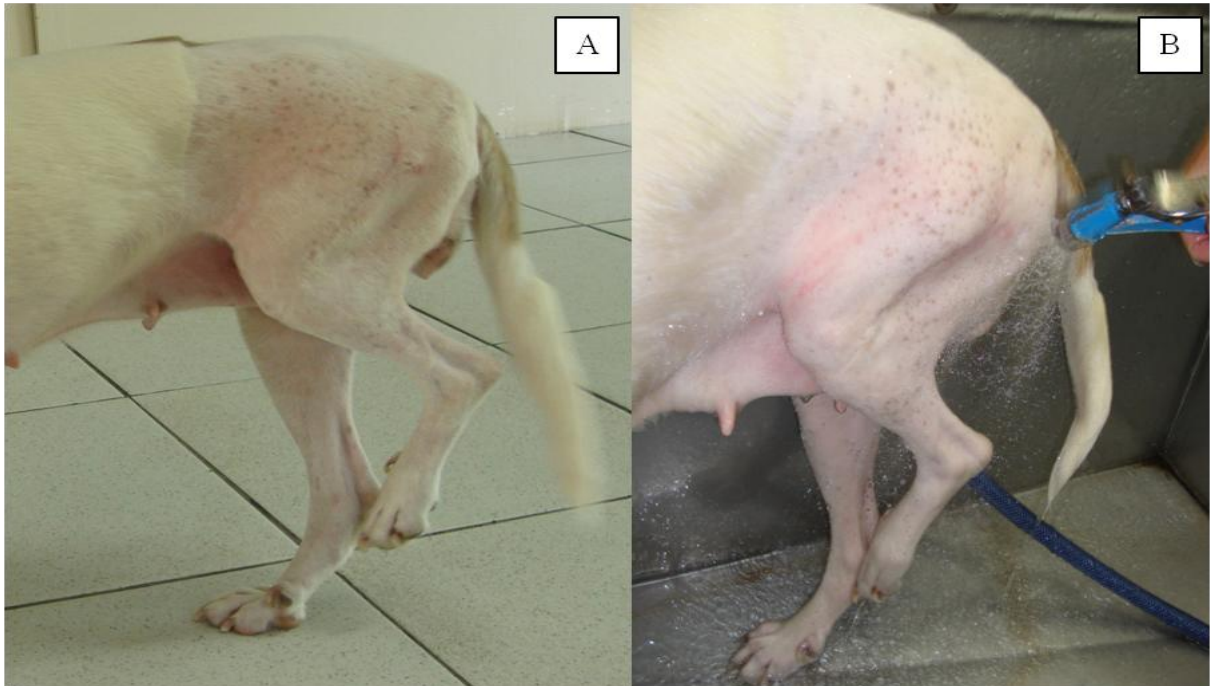


Figura 2- Contratura muscular e flexão do joelho esquerdo em um cão apresentando miopatia fibrótica do bíceps femoral após osteossíntese do fêmur (A). Em B, uso da hidroterapia em forma de ducha de água aquecida sobre a musculatura.

Fonte: Laboratório de Reabilitação Veterinária - LAREV, HVU, UFSM, RS.

tempo considerável na reabilitação de pacientes com fraturas utilizando exercícios passivos que melhorem a condição muscular e a movimentação articular. Porém, antes de iniciar com as técnicas de mobilização está indicado o aquecimento prévio dos tecidos envolvidos com o intuito de aumentar a sua eficiência e, uma das modalidades frequentemente utilizadas para essa finalidade é o ultrassom terapêutico (DAVIDSON; KERWIN; MILLIS, 2005; ARAÚJO, 2009).

2.3 Ultrassom terapêutico

O ultrassom terapêutico (UST) é uma modalidade fisioterapêutica capaz de produzir alterações nos tecidos por mecanismos térmicos e não térmicos devido a absorção da energia mecânica gerada por uma corrente elétrica que flui através de um cristal piezoelétrico alojado em um transdutor. Esse cristal tem a propriedade de alterar sua espessura e desenvolver uma

voltagem, caso essa seja aplicada através dele. Este mecanismo chama-se efeito piezoelétrico invertido e é capaz de formar uma onda ultrassônica (HAAR, 2003). As ondas do ultrassom se encontram dentro do espectro acústico e utilizam as vibrações sonoras de altas frequências não audíveis ao humano e, portanto, com ondas acima de 20.000 Hz (ARAÚJO, 2009). O UST varia de 750.000 a 3.000.000 Hz, mas as frequências mais empregadas são de 1 e 3 MHz (STARKEY, 2001), que respectivamente determinam a penetração da onda em profundidades que variam entre 2 a 5 cm e 0,5 a 3 cm (STEISS; McCAULEY, 2004).

Quando a energia das ondas sonoras percorre um meio, seu trajeto é influenciado pelas alterações de densidade. A energia que atinge uma interface entre duas densidades diferentes pode sofrer reflexão, refração e absorção, ou passar para o próximo tecido. Cada vez que a energia sofre algum destes processos, diminui sua disponibilidade para os tecidos mais profundos, sendo este efeito chamado atenuação (STARKEY, 2001).

A reflexão ocorre quando uma onda não consegue atravessar a próxima densidade, ou seja, a onda atinge um objeto e inverte sua direção. Ela pode ser parcial ou total de acordo com a porcentagem de reflexão de energia ultrassônica em várias interfaces. Por exemplo, a energia refletida na interface tecido mole-ar é de 99,9%, enquanto na interface água-tecido mole é de 0,2% (STARKEY, 2001). Como o ultrassom é refletido na interface metal/ar existente entre o transdutor e a pele, torna-se necessário um meio de acoplamento para que a onda sonora passe livremente e atinja os tecidos do paciente. Este deve ser suficientemente fluido para preencher os espaços, relativamente viscoso, ter uma impedância apropriada e deve permitir uma transmissão da energia ultrassônica com um mínimo de absorção, atenuação ou perturbação. Por isso, os géis à base de água são preferidos como meios de acoplamento, além da aplicação em imersão em água (WATSON, 2008).

A refração corresponde a uma curvatura das ondas, resultante de uma alteração da velocidade de uma onda que atravessa meios de densidades diferentes. Assim, quando a energia deixa uma camada densa e penetra em uma camada menos densa, sua velocidade aumenta e vice-versa (STARKEY, 2001). A absorção ocorre através de um meio que recebe a onda sonora e a transforma em energia cinética, podendo ser total ou parcial (STARKEY, 2001). A capacidade de absorção dos tecidos é um importante fator para que a energia aplicada resulte em um efeito terapêutico. Os tecidos com maior quantidade proteica irão absorver melhor as ondas sonoras do que àqueles com alto teor de água, como sangue e gordura. Por isso, os tecidos foram classificados de acordo com o coeficiente de absorção acústica, onde os melhores absorventes são os tecidos com alto conteúdo colágeno, como ligamento, tendão, fásia, cápsula articular e tecido cicatricial (WATSON, 2008).

2.3.1 Parâmetros do ultrassom

A principal utilização do UST tem sido no tratamento de lesões de tecidos moles, mas também no osso, condições articulares e para acelerar a cicatrização (HAAR, 1999; HAAR, 2007). Para fazer sua aplicação clínica, uma série de variáveis devem ser consideradas como a intensidade de energia, a área de tratamento, o tempo, a velocidade do transdutor, o modo e o ciclo de trabalho (STEISS; McCAULEY, 2004).

A intensidade se refere à taxa de energia liberada por unidade de área, medida em watts por centímetro quadrado (W/cm^2), e geralmente varia de 0,25 a 3 W/cm^2 (STEISS; McCAULEY, 2004). A área de tratamento deve ser de aproximadamente 1,5 vezes a área do transdutor, sendo o tempo de aplicação de 1 a 2 minutos (YOUNG, 2003). O trabalho de Weaver et al. (2006), demonstrou que a velocidade do transdutor numa faixa de 2 a 8 cm/s não alterou significativamente o aquecimento muscular testado com o UST de 1 MHz no modo contínuo e intensidade de 1,5 W/cm^2 , durante 10 minutos em uma área duas vezes o tamanho do transdutor.

O UST pode ser emitido no modo contínuo ou pulsado e o ciclo de trabalho se refere à fração de tempo que o som é emitido durante um período de pulso. No modo contínuo, a liberação do ultrassom é constante, enquanto no modo pulsado a onda é interrompida e a energia é distribuída em uma relação on/off (STEISS; McCAULEY, 2004). Quanto mais próximo de 100% o ciclo de funcionamento chegar, maiores serão os efeitos térmicos do tratamento. Assim, dois mecanismos são conhecidos para explicar as respostas produzidas pelo UST: os efeitos térmicos e não térmicos (STARKEY, 2001).

2.3.2 Efeitos biofísicos do UST

Ao longo dos anos, uma tendência às pesquisas que visam os efeitos não térmicos incentivou o uso de baixas intensidades, redução da energia do transdutor ou uso de regimes pulsados ao invés do regime contínuo (HAAR, 1999). Os efeitos não térmicos alcançados com o regime pulsado envolvem mecanismos físicos como a cavitação, as correntes acústicas e as ondas estacionárias, promovendo efeitos biológicos nos tecidos (YOUNG, 2003). Estes efeitos são conhecidos por aumentar a permeabilidade da membrana celular, além de facilitar

o transporte de íons cálcio para o interior da célula, promover a degranulação dos mastócitos, aumentar a síntese do colágeno, da atividade enzimática celular, da taxa de movimentação de fluidos ao redor dos tecidos e diminuir a atividade elétrica nos tecidos (ARAÚJO, 2009).

Os mecanismos de cavitação e de ondas estacionárias também podem causar efeitos térmicos indesejáveis. A cavitação, que é a produção de bolhas de ar em meio líquido que tenham gases dissolvidos, pode ser estável ou instável. A cavitação estável ocorre quando, pela pressão exercida pelo ultrassom, as bolhas se comprimem e expandem-se nos líquidos teciduais, proporcionando um aumento da permeabilidade da membrana celular. Já a cavitação instável ocorre quando a energia ultrassônica excessiva rompe membranas celulares provocando lesões teciduais indesejáveis, o que resulta na liberação de radicais livres e aumento da temperatura (ARAÚJO, 2009). Esta última pode ocorrer após a formação de ondas estacionárias, ou seja, quando ocorre a interação de uma onda refletida com outra incidente, resultando em um pico de intensidade e um aumento de pressão. Por este motivo, indica-se a movimentação constante do transdutor no momento da aplicação, além da utilização da intensidade mais baixa necessária para causar o efeito terapêutico (YOUNG, 2003).

As pesquisas que abordam os efeitos térmicos do ultrassom estão baseadas em suas evidências qualitativas, não sendo acompanhadas por uma medida precisa da distribuição de temperatura e rigorosa dosimetria. Originalmente introduzido na fisioterapia como uma técnica de diatermia alternativa, competindo com bolsas quentes, micro-ondas e aquecimento por radiofrequência, o ultrassom se mostrou eficiente no aquecimento de osso cortical superficial, periósteo, menisco, membrana sinovial e cápsula articular, interfaces miofasciais, cicatrizes intermusculares, músculos fibróticos, bainhas tendíneas e troncos nervosos (HAAR, 2007).

A energia transportada por um feixe de ultrassom é atenuada quando passa através do tecido devido à dispersão do feixe e sua absorção, e esta absorção acústica resulta no aquecimento tecidual sendo que a magnitude da elevação da temperatura depende da intensidade, do coeficiente de absorção acústica do tecido, da densidade ou perfusão tecidual e do tempo de tratamento (HAAR, 1999).

Os efeitos benéficos do aquecimento gerado pelo ultrassom incluem aumento da atividade metabólica celular, aumento do fluxo sanguíneo, um aumento na extensibilidade das estruturas colágenas, diminuição da rigidez articular, alívio da dor e diminuição de espasmo muscular (KITCHEN, 2003). A extensão das respostas fisiológicas ao aquecimento pode depender de vários fatores, incluindo temperatura máxima alcançada, taxa de aumento da

temperatura, tempo de aquecimento e volume aquecido (HAAR, 1999). Segundo Young (2003), um efeito térmico biologicamente significativo pode ser obtido se a temperatura do tecido for elevada para 40 e 45°C por pelo menos 5 minutos, e após, o calor será dissipado por difusão térmica e pelo fluxo sanguíneo local. Draper e Ricard (1995) observaram efeitos terapêuticos quando houve aumento da temperatura desde 1°C até 5°C, sendo que a frequência de 3 MHz aquece de três a quatro vezes mais rápido que a de 1 MHz, embora os efeitos térmicos do ultrassom de baixa frequência possam ser mais duradouros.

2.3.3 Efeitos terapêuticos do UST em lesões musculoesqueléticas

Os efeitos terapêuticos do UST em lesões musculoesqueléticas são amplamente divulgados na literatura, entre eles, pode-se citar aumento na extensibilidade/flexibilidade de tendões e de cápsula articular, efeito analgésico, diminuição de espasmo muscular e aumento no fluxo sanguíneo local (PALIWAL; MITRAGOTRI, 2008) (Figura 3A e 3B).

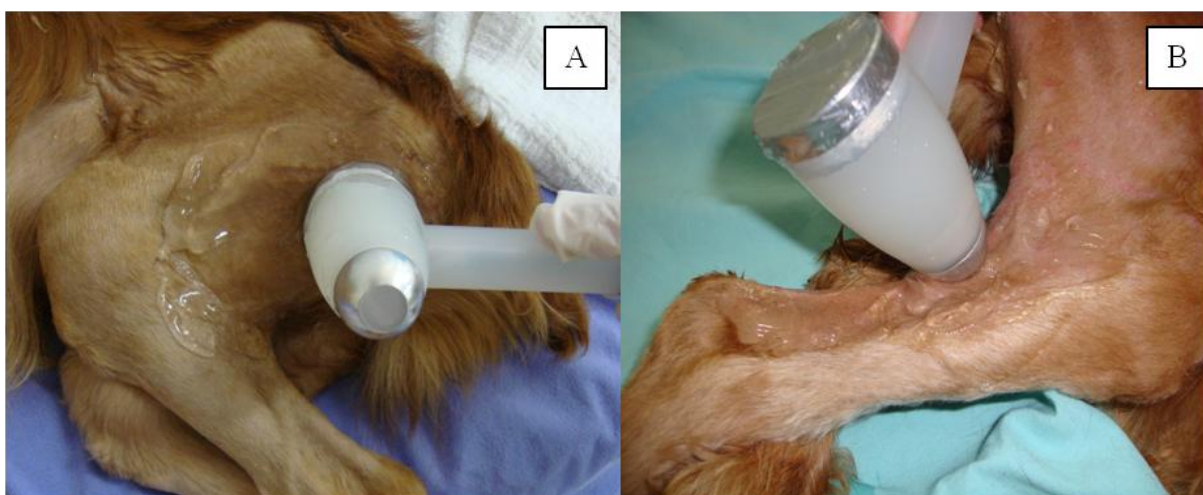


Figura 3- Efeitos terapêuticos do ultrassom em cães com lesões musculoesqueléticas. Em A, nota-se o uso do UST modo contínuo com intuito de promover aquecimento muscular. Em B, verifica-se o UST sobre o tendão calcanear antes do alongamento e da movimentação passiva da articulação do joelho.

Fonte: Laboratório de Reabilitação Veterinária - LAREV, HVU, UFSM, RS.

Usuba et al. (2006) comprovaram a eficiência terapêutica do UST ao recuperarem a amplitude de movimento em joelhos de ratos apresentando bloqueio articular e recomendaram o seu uso na prevenção ou tratamento dessa afecção. Gam e Johannsen (1995) e Windt et al. (1999) realizaram um estudo sobre o UST em distúrbios musculoesqueléticos e verificaram o seu efeito analgésico e consequente melhora na amplitude de movimento articular. A mesma avaliação foi feita por Sánchez et al. (2010) em humanos com osteoartrite do joelho e observaram que o UST pode ser eficaz especialmente em intensidades menores que 1 W/cm^2 no modo pulsado.

Matheus et al. (2008) experimentaram o UST na modalidade pulsada de 1 e 3 MHz, intensidade de $0,5 \text{ W/cm}^2$, durante 5 minutos em lesão contusa no músculo gastrocnêmio de ratos e observaram um aumento da carga, do alongamento e da rigidez muscular quando comparado ao grupo controle.

Cunha et al. (2001) testaram o UST na frequência de 1 MHz, intensidade de $0,5 \text{ W/cm}^2$, por 5 minutos, durante 14 dias após tenotomia calcanear em ratos e revelaram que o modo pulsado promoveu adequada organização e agregação dos feixes de colágeno, diferente do modo contínuo que retardou o processo de cicatrização. Christine et al. (2003) utilizaram o UST de 1 MHz e intensidade de 1 e 2 W/cm^2 , no modo contínuo, por 4 minutos, durante 22 dias após tenotomia parcial do calcâneo e verificaram uma cicatrização com taxa de resistência à tração significativamente maior que o grupo controle, mas não existindo diferença quanto à intensidade.

Karnes e Burton (2002) examinaram os efeitos do UST de 1 MHz, 1 W/cm^2 , no modo contínuo, por cinco minutos, durante três, cinco e sete dias de pós-operatório no reparo de lesão muscular induzida em ratos e concluíram que houve melhora na produção da força decorridos sete dias de tratamento.

Considerando que o UST altera a extensibilidade dos tecidos colagenosos para incrementar a amplitude de movimento, Okita et al. (2009) esclareceram seus efeitos na mobilidade articular e no arranjo de fibras de colágeno no endomísio do músculo sóleo de ratos imobilizados por quatro semanas. O tratamento foi realizado durante o período de imobilização, no modo contínuo, 1 MHz, 1 W/cm^2 , por 15 minutos, durante seis dias da semana, indicando que o UST pode prevenir a contratura muscular e o bloqueio articular.

2.3.4 Uso do UST em implantes metálicos

Uma dúvida ainda frequente na utilização do UST contínuo seria em regiões contendo implante metálico. Araújo (2009) afirmou que o ultrassom pode ser utilizado com segurança em áreas que tenham algum tipo de síntese metálica, pois a natureza da energia que leva ao aquecimento é mecânica e não eletromagnética, o que possibilita ao metal não sofrer sobreaquecimento ou qualquer outro tipo de alteração que possa trazer danos aos tecidos próximos ao implante.

Steiss e McCauley (2004) citaram que os implantes metálicos não são necessariamente uma contraindicação no uso do UST, porém Baxter e McDonough (2007) salientaram que o tratamento deve ser realizado com cautela. Ainda, Starkey (2001) relatou que o uso do UST sobre implantes metálicos não é contraindicado, considerando que a fonte sonora seja mantida em movimento e que a área tratada apresente função sensorial normal. Lacerda et al. (2004) realizaram um levantamento bibliográfico acerca do assunto e também concluíram que a presença de implantes metálicos não é um fator limitante para a utilização do UST na prática clínica da fisioterapia.

Por outro lado, Ferrigno e Pedro (2009) colocaram que o metal é o melhor condutor de calor, aquece mais rapidamente que os tecidos, podendo determinar queimaduras e danos severos ao paciente. Também afirmaram que ao utilizar pinos intramedulares, as ondas de US não têm a capacidade de ultrapassar o osso e aquecer o metal.

Kocaoğlu et al. (2011) avaliaram os efeitos do UST em ratos submetidos à osteossíntese de fêmur utilizando pino intramedular e concluíram não ser contraindicada esta associação, já que não foram observadas alterações como necrose e na formação do calo ósseo. O trabalho de Batavia (2004) abordou as contraindicações no uso do UST e dos 20 trabalhos incluídos no estudo, dois citaram os pinos metálicos como contraindicação e quatro como precaução para a aplicação do UST.

Young (2003) citou que uma reflexão de cerca de 30% da energia incidente pode ocorrer quando o feixe de ultrassom atinge o osso ou uma prótese metálica devido a grande diferença de impedância acústica entre essas estruturas e os tecidos moles adjacentes, havendo um depósito da energia adicional na forma de calor. Ainda, pode ocorrer uma interação denominada modo de conversão na interface do tecido mole e o refletor (prótese metálica), em que uma porcentagem da energia incidente refletida é convertida na forma de onda longitudinal para uma forma de onda transversa ou oblíqua. Esta última não pode se propagar no lado da interface do tecido mole e é, portanto, absorvida rapidamente, causando aumento de temperatura e frequentemente dor na interface periósteo-tecido mole.

Lehmann et al. (1958) também citaram que uma grande quantidade de energia ultrassônica é refletida na interface tecido-implante metálico, o que leva a padrões de ondas estacionárias à frente dos implantes, ficando focalizada. Mas, se este fator irá ou não levar a um aumento da temperatura nos tecidos, dependerá de outros fatores como dissipação do calor através da condução e convecção, calor específico do implante metálico e dos tecidos adjacentes e a quantidade de energia ultrassônica absorvida pelos tecidos sobrejacentes. Por estes motivos, os autores concluíram que outras investigações são necessárias para determinar se a presença do implante metálico pode causar um sobreaquecimento de certas áreas no tecido. Mais tarde, Lehmann et al. (1959) realizaram estudos em porcos utilizando diferentes implantes, intensidades e dias de tratamento. O estudo histológico não demonstrou efeitos adversos como queimaduras e retardo na cicatrização óssea e tecidual, demonstrando que é possível aplicar o UST de forma segura na presença de implantes metálicos. Estes resultados já haviam sido observados por Gersten (1958).

Garavello et al. (1997) abordaram os efeitos térmicos do UST de 875 kHz sobre os tecidos ósseo, muscular e sobre placa óssea metálica implantada no fêmur de coelhos. A análise termográfica revelou um aumento da temperatura do osso, do músculo e da placa, que foi diretamente proporcional às intensidades utilizadas de 1 a 3 W/cm², durante 15 minutos. Apesar das avaliações macro e microscópicas revelarem queimaduras tanto na pele como no músculo nas intensidades maiores que 2 W/cm², os autores não consideraram que a placa óssea metálica seja responsável pelos efeitos deletérios nos tecidos, já que sua temperatura foi sempre menor que nos tecidos vivos, não excedendo 3°C. No entanto, não consideraram que o fato de utilizar o modo estacionário do transdutor aliado às altas intensidades pode gerar a formação de ondas estacionárias em regiões providas ou não de implante metálico.

No relato de Lehmann et al. (1958a) foi verificado que os metais utilizados para confecção de implantes conduzem de forma mais eficiente o calor quando comparados com o osso e o músculo. A diferença na condutividade térmica de metais e tecidos é mais acentuada do que a diferença de calor específico, ou seja, o metal tem a capacidade de absorver mais energia térmica e conduzi-la de forma mais eficiente, ao contrário do que é observado nos tecidos. Estes dados sugerem que ocorre maior perda de calor devido à elevada condutividade térmica do metal, compensando o aumento gerado pela energia ultrassônica no implante metálico.

Skoubo-Kristensen e Sommer (1982) testaram o efeito do UST de 1 MHz, na dose de 0,5 e 3 W/cm² após 14 dias seguidos de aplicação, através do torque de remoção dos parafusos utilizados para fixação de uma placa óssea metálica em cães. Concluíram que,

apesar do torque de remoção dos parafusos ter sido menor nos grupos submetidos ao UST, não houve diferença significativa ao comparar com o grupo controle.

2.4 Modelos experimentais do uso do UST em implantes metálicos

Diversos modelos experimentais já foram utilizados para as investigações acerca dos efeitos do UST no modo contínuo em regiões providas de implantes metálicos. No entanto, existem poucos trabalhos específicos e estes muitas vezes apresentam limitações na metodologia empregada. Batavia (2004) concluiu que as pesquisas com UST devem ser desenvolvidas com critérios objetivos para que os dados experimentais possam servir de orientações uniformes, especialmente em itens como os implantes metálicos.

A primeira publicação que utilizou o UST na presença de diferentes implantes metálicos como placas, parafuso, discos e cilindros foi a de Gersten (1958). Lehmann et al. (1958) utilizaram placa metálica no fêmur de cadáveres suínos e, com os resultados obtidos, empregaram o mesmo implante nas costelas, além dos fios de Smith-Peterson e Küntscher no canal medular (Lehmann et al., 1959).

Skoubo-Kristensen e Sommer (1982) utilizaram uma placa óssea metálica no úmero ou fêmur de cães sem a realização de osteotomia, Garavello et al. (1997) escolheram o fêmur de coelhos como modelo experimental para implantação de placa metálica e Kocaoğlu et al. (2011) utilizaram pino intramedular no fêmur de ratos.

3 ARTIGO 1

AQUECIMENTO GERADO PELO ULTRASSOM TERAPÊUTICO EM PRESENÇA DE PLACA ÓSSEA METÁLICA NO FÊMUR DE CADÁVERES CANINOS

Amanda Oliveira de Andrades e Alexandre Mazzanti

(Artigo a ser submetido para publicação – Arquivo Brasileiro de Medicina
Veterinária e Zootecnia, UFMG)

Aquecimento gerado pelo ultrassom terapêutico em presença de placa óssea metálica no fêmur de cadáveres caninos

[Heating produced by therapeutic ultrasound in the presence of a metal plate in the femur of canine cadavers]

Amanda Oliveira de Andrades*, Alexandre Mazzanti

Universidade Federal de Santa Maria

***amandaandrades@yahoo.com.br**

RESUMO

O objetivo deste estudo foi avaliar o aquecimento gerado pelo ultrassom terapêutico (UST) na placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos. Foram utilizados dez pares de membros pélvicos, distribuídos igualmente entre os grupos que utilizaram as frequências de 1 e 3 MHz. Cada frequência testou as intensidades de 1 e 2 W/cm², sendo que o membro pélvico direito foi definido grupo controle (ausência da placa óssea metálica) e o membro pélvico esquerdo o grupo teste (presença da placa óssea metálica). Portanto, os grupos controles foram denominados GCI, com UST na frequência de 1 MHz e intensidade de 1 W/cm², GCII com 1 MHz e 2 W/cm², GCIII com frequência de 3 MHz e intensidade de 1 W/cm² e GCIV com 3 MHz e 2 W/cm². Para cada grupo controle, seu respectivo grupo teste foi denominado GTI, GTII, GTIII e GTIV. O UST foi aplicado na face lateral da coxa utilizando o modo contínuo, transdutor de 3,5 cm² em uma área de 6,25 cm², durante dois minutos. Foram utilizados sensores acoplados a termômetros digitais que mediram a temperatura em diferentes locais antes (t₀) e após (t₁) a aplicação do UST. Pode-se verificar que as temperaturas em t₁ foram maiores em todos os grupos testados. Os grupos que testaram a frequência de 3 MHz demonstraram que a temperatura intramuscular foi significativamente maior (P<0,05) na presença da placa óssea metálica. O ultrassom terapêutico no modo contínuo de 1 e 3 MHz e intensidades de 1 e 2 W/cm² durante dois minutos promove o aquecimento da placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos.

Palavras-chave: fisioterapia, termoterapia profunda, aquecimento, contratura, cão.

ABSTRACT

The present study aimed to assess the heat generated by a therapeutic ultrasound (TUS) in a metal bone plate and adjacent structures after fixation to the femur of canine cadavers. Ten pairs of hindlimbs were used, and they were equally distributed between groups that were subjected to 1- and 3-MHz frequencies, with each frequency testing 1- and 2-W/cm² intensities. The right hindlimb was defined as the control group (absence of the metal plate), and the left hindlimb was the test group (presence of the metal plate). Therefore, the control groups (CG) were denominated CGI, using TUS with 1-MHz frequency and 1-W/cm² intensity; CGII, using 1-MHz frequency and 2-W/cm² intensity; CGIII, using 3-MHz frequency and 1-W/cm² intensity; and CGIV, using 3-MHz frequency and 2-W/cm² intensity. For each control group, its respective test group (TG) was denominated TGI, TGII, TGIII and TGIV, respectively. The TUS was applied to the lateral aspect of the thigh using the continuous mode and a 3.5-cm² transducer in a 6.25-cm² area for 2 minutes. Sensors were coupled to digital thermometers that measured the temperature in different sites before (t_0) and after (t_1) of the TUS application. The temperatures in t_1 were higher in all tested groups. The intramuscular temperature was significantly higher ($P < 0.05$) in the groups used to test the 3-MHz frequency in the presence of the metal plate. The therapeutic ultrasound in the continuous mode using frequencies of 1 and 3 MHz and intensities of 1 and 2 W/cm² for 2 minutes caused heating of the metal plate and adjacent structures after fixation to the femur of canine cadavers.

Key words: physical therapy, deep heat therapy, heating, contracture, dog.

INTRODUÇÃO

Uma das complicações observadas após fraturas femorais em cães e gatos é a contratura do quadríceps, que causa fibrose e aderências deste grupo muscular ao calo ósseo em desenvolvimento, resultando em anquilose e hiperextensão da articulação do joelho (Davidson et al., 2005). Verifica-se também a miopatia fibrótica dos músculos grácil, semimembranoso, semitendinoso e bíceps femoral que corresponde a substituição das fibras musculares por tecido conjuntivo fibroso, ocasionando contratura flexora dos músculos envolvidos (Doyle, 2004). Como causas destas afecções, podem-se citar o trauma, a dor e o edema pós-operatório de fraturas femorais (Steiss, 2002). Estas complicações podem ser

evitadas ou tratadas empregando a reabilitação pós-operatória imediata, utilizando técnicas específicas de mobilização muscular e articular. Para maior eficiência destas técnicas, recomenda-se um prévio aquecimento das estruturas envolvidas mediante ao uso de agentes de aquecimento profundo como o ultrassom terapêutico (Davidson et al., 2005).

O ultrassom terapêutico (UST) encontra-se dentro do espectro acústico e utiliza as vibrações sonoras de altas frequências. As frequências de 1 e 3 MHz são as mais empregadas e determinam a penetração da onda em profundidades que variam entre 2 a 5 cm e 0,5 a 3 cm, respectivamente. A intensidade se refere à taxa de energia liberada por unidade de área e geralmente varia de 0,25 a 3 W/cm². Os efeitos do UST são conhecidos como não térmicos e térmicos de acordo com a liberação da onda sonora que pode ser pulsada ou contínua (Steiss e McCauley, 2004).

O UST no modo contínuo promove o aquecimento dos tecidos e consequente aumento da extensibilidade do colágeno, do fluxo sanguíneo local, da velocidade de condução do estímulo nervoso e do limiar de dor, reduzindo espasmo, contratura muscular e aderências (Canapp, 2007). No entanto, seu uso em locais providos de implantes metálicos ainda é controverso, sendo que alguns autores afirmaram não existir problemas nesta associação (Lehmann et al., 1959), enquanto outros colocaram como precaução (Steiss e McCauley, 2004) e até contraindicação (Young, 2003). Na presença do implante metálico, a aplicação do UST poderia causar um superaquecimento local com graves danos aos tecidos adjacentes (Gersten, 1958).

Considerando a relevância do assunto, a carência de investigações experimentais e a falta de consenso sobre o uso do UST na presença do implante metálico, o objetivo deste estudo foi avaliar o aquecimento gerado pelo UST, no modo contínuo, nas frequências de 1 e 3 MHz e intensidades de 1 e 2 W/cm² na placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos.

MATERIAL E MÉTODOS

Foram selecionados dez pares de membros pélvicos de cadáveres caninos adultos, sem raça definida, oriundos do Laboratório de Patologia Veterinária da Instituição. As amostras foram numeradas e submetidas à tricotomia, à radiografia simples do fêmur e à perimetria da coxa em busca de alterações ou assimetrias que as excluíssem do experimento. Em seguida, localizou-se o ponto médio entre o trocânter maior e o côndilo lateral para mensurar a distância entre a pele e o fêmur com o auxílio de um cateter 18G e um paquímetro,

selecionando aqueles membros com espessura entre 1 e 3 cm. Após, as amostras foram congeladas a 36°C negativo e, antes da utilização, foram descongeladas em uma sala com temperatura controlada de 18°C ± 1°C, por no mínimo 16 horas.

Os dez pares de membros pélvicos foram distribuídos igualmente entre os grupos que utilizaram as frequências de 1 e 3 MHz. Cada frequência testou as intensidades de 1 e 2 W/cm², sendo que o membro pélvico direito foi definido como grupo controle (GC), em que houve a aplicação do UST sem a presença da placa óssea metálica e o esquerdo como teste (GT), na presença da placa óssea metálica fixada ao fêmur. Portanto, os grupos controles foram denominados **GCI**, com UST na frequência de 1 MHz e intensidade de 1 W/cm², **GCI** com 1 MHz e 2 W/cm², **GCI** com frequência de 3 MHz e intensidade de 1 W/cm² e **GCI** com 3 MHz e 2 W/cm². Para cada grupo controle, seu respectivo grupo teste foi denominado **GTI**, **GII**, **GIII** e **GIV**.

O UST (Ibramed Sonopulse Diamont Line de 1 e 3 MHz. Ibramed Indústria Brasileira de Equipamentos Médicos LTDA. Brasil) foi aplicado para todos os grupos experimentais no modo contínuo, utilizando um transdutor com área de radiação efetiva (ARE) de 3,5 cm², em uma área (A) de 6,25 cm², durante um tempo (T) de 2 minutos (T=A/ARE) e com velocidade de movimentação do transdutor de 2 cm/s. A área da pele para a aplicação do UST foi delimitada na face lateral da coxa envolvendo o músculo vasto lateral, sendo o centro dessa área correspondente ao centro da placa óssea metálica. No momento da aplicação do UST, a área foi coberta com uma camada de 0,5 cm de gel à base de água como meio acoplador.

A colocação do implante metálico nos grupos testes (GTI, GTII, GTIII e GTIV) foi feita mediante exposição da diáfise femoral pela abordagem lateral, conforme técnica descrita por Piermattei et al. (2006). A placa óssea metálica (ORTOVET – Ortopedia Veterinária Comercial Ltda. Brasil) de aço 316L de 3,5 mm e com 10 furos foi moldada ao fêmur e fixada entre o trocânter maior e o côndilo lateral mediante oito parafusos de comprimento variáveis, deixando os dois furos no centro da placa livres.

Para aferir as temperaturas utilizaram-se quatro sensores termopares acoplados a dois termômetros digitais portáteis (Instrutherm Modelo TH-095. Instrutherm Instrumentos de Medição Ltda. Brasil) e três sensores termopares (Digital Thermometer Modelo SH-113. Suzhou Jingle Electronics Technology Co., Ltda. China). Os sensores (S) termopares acoplados aos termômetros digitais portáteis foram denominados S1, S2, S3 e S4 e fixados na face medial do fêmur através de orifícios na cortical confeccionados com o auxílio de uma broca ortopédica de 3,0 mm acoplada a uma furadeira (ORTOVET – Ortopedia Veterinária Comercial Ltda. Brasil). Os sensores S1 e S3 ficaram localizados no canal medular e os S2 e

S4 em contato com a cortical lateral interna do fêmur (GCI, GCII, GCIII e GCIV) ou em contato com a placa óssea metálica (GTI, GTII, GTIII e GTIV). O S2 ficou localizado contralateral ao centro da placa e o S4 no intervalo entre os dois parafusos distais da placa (Fig. 1A e 1B). A localização dos sensores S1 e S3 foi estabelecida a uma distância de 1,2 cm cranial a S2 e S4, respectivamente.

Na face lateral do membro, foram utilizados três sensores (S) termopares que ficaram localizados em diferentes pontos denominados S5, S6, S7 e S8. O sensor que aferiu a temperatura S5 permaneceu em contato com a cortical lateral do fêmur (GCI, GCII, GCIII e GCIV) ou da placa óssea metálica (GTI, GTII, GTIII e GTIV) e após sua aferição foi retraído 0,5 cm para conferir a temperatura intramuscular denominada S6. Este sensor se localizava no centro da área de incidência do UST e, por isso, foi retirado no momento da aplicação. Os sensores S7 e S8 foram incluídos apenas nos grupos testes e fixados nos parafusos, conforme Fig. 1B.

Todos os sensores de temperatura foram aferidos antes (t_0) e depois (t_1) da aplicação do UST. Os procedimentos de cada grupo foram repetidos três vezes em cada amostra, mantendo a sequência de numeração, a fim de que a temperatura da primeira aplicação do UST normalizasse e não interferisse nas temperaturas da segunda e terceira repetição. Foi realizada a média das três repetições para todos os sensores de temperatura e calculada a diferença entre elas (t_1-t_0).

Para análise estatística, foram utilizadas as diferenças das temperaturas (t_1-t_0) dos sensores de cada amostra e aplicada a análise de variância (ANOVA) de uma via, seguida de teste de comparações múltiplas de Duncan. Todos os resultados foram indicados pela média \pm do Erro Padrão da Média (EPM), com nível de significância de 5%.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

A utilização dos membros pélvicos de cadáveres de cães como modelo experimental foi eficiente e possibilitou a perfuração da cortical óssea em diferentes pontos para colocação dos sensores de temperatura, e ainda forneceu dados preliminares que indicaram a necessidade da execução do mesmo estudo “*in vivo*”. Em humanos, Cambier et al. (2001) também utilizaram cadáver para finalidades semelhantes às dessa pesquisa. Como limitações desse modelo, podem-se citar os processos de congelamento e reaquecimento das amostras e a ausência de circulação sanguínea que, segundo Baker et al. (2001), auxilia na dissipação do calor gerado pelo ultrassom. A média de temperatura das amostras em todos os sensores

avaliados no momento da aferição t_0 foi de 19,3°C. Esses fatores provavelmente influenciaram nos valores das temperaturas e os resultados poderiam ser diferentes, caso a pesquisa fosse realizada em animais vivos. Mesmo assim, o objetivo proposto confirmou o aquecimento gerado pelo UST em todos os grupos estudados, conforme representação na Tab. 1, corroborando com os achados de Garavello et al. (1997) que também verificaram um aumento de temperatura no músculo, na placa e na cortical óssea de coelhos após 5 minutos da aplicação de um UST de 875 kHz e intensidades de 1 a 3 W/cm².

As intensidades e o tempo de aplicação do UST definidos neste estudo foram com base na rotina fisioterapêutica de pequenos animais (Steiss e McCauley, 2004; Canapp, 2007), sendo que o tempo foi selecionado de acordo com o tamanho da área de tratamento e da ARE (Young, 2003). Essas dosagens correspondem às utilizadas frequentemente na fisioterapia esportiva de humanos (Warden e McMeeken, 2002). Diversas pesquisas utilizaram parâmetros que extrapolaram os valores normalmente empregados ou omitiram informações importantes, limitando as contribuições dos resultados obtidos e que poderiam ser discutidos com os encontrados nesse estudo (Herrick, 1953; Skoubo-Kristensen e Sommer, 1982; Garavello et al., 1997).

Quanto aos sensores S3, S4 e S8, pode-se verificar que não houve diferença ao comparar os grupos com frequência e intensidades diferentes, já que suas temperaturas permaneceram praticamente inalteradas após a aplicação do UST (Tab. 1). Mesmo com absorção da energia ultrassônica na área de tratamento (S1, S2 e S5), a baixa dissipação durante a condução do calor provavelmente contribuiu para esse resultado.

Quanto ao sensor S1, pode-se verificar na tab. 1, que os grupos com frequência de 1 MHz e intensidade de 2 W/cm² foram responsáveis pelo maior aquecimento ($P < 0,05$) quando comparado aos demais grupos, o que já era esperado devido a maior penetração (frequência) e força das ondas sonoras (intensidade) nos tecidos e consequente absorção de energia ultrassônica (O'Brien Junior, 2007). Ainda, verificou-se que em S2 existiu um maior aquecimento nos grupos controles ao contrastar com seus respectivos grupos testes, indicando uma possível interferência da placa óssea metálica sobre a transmissão de energia sonora (absorção e reflexão). Neste estudo, também foi possível verificar que a cortical óssea, mesmo que altamente refletora, conforme mencionado por Starkey (2001), absorveu mais energia sonora que a placa óssea metálica. As mesmas explicações supracitadas podem ser dadas quando se correlacionou os sensores S2 e S5, no qual, houve diferença ($P < 0,05$) em todos os grupos experimentais (Fig. 2A). Em média, S5 aqueceu 23,6% e 41,8% a mais que S2, respectivamente nos grupos controles (GCI e GCII) e testes (GTI e GTII) de 1 MHz, bem

como S5 aqueceu 46% e 70% a mais que S2, respectivamente nos grupos controles (GCIII e GCIV) e testes (GTIII e GTIV) de 3 MHz (Tab. 1).

Ao analisar as temperaturas aferidas em S5, S6 e S7 isoladamente (Tab. 1), verificou-se que os grupos com intensidades de 2 W/cm² apresentaram maiores temperaturas ($P < 0,05$) independente da frequência testada. Isso pode ser explicado pelos efeitos biofísicos do UST que são intensidade-dependentes, ou seja, quanto maior a intensidade, mais energia chegará aos tecidos tratados, conforme relataram Kitchen e Partridge (1990). Também, notou-se que todas as temperaturas em S6 (intramuscular) foram maiores em relação a S5 ($P < 0,05$) (Fig. 2B), corroborando com os resultados de Garavello et al. (1997). Já Nelson et al. (1950) e Herrick (1953) afirmaram que a temperatura produzida na cortical óssea é significativamente maior do que a de tecidos adjacentes como o músculo. Watson (2008) esclareceu que a capacidade de absorção da onda sonora é proporcional à quantidade proteica, e teoricamente, o osso e a cartilagem seriam os tecidos prediletos a esse efeito. Porém, o autor destaca que problemas associados com a reflexão da onda sonora nestas estruturas causa uma perda de energia importante, cedendo aos tecidos que tenham maior conteúdo colágeno o aquecimento mais eficaz. Outra explicação que pode ser dada em relação aos resultados seria provavelmente pela interface acústica representada pelo osso-tecido mole (grupo controle) e placa metálica-tecido mole (grupo teste) que, segundo Young (2003), ocorre uma considerável percentagem de reflexão do ultrassom ao atingir essas estruturas. Lehmann et al. (1958) já haviam relatado o fenômeno de reflexão, destacando o considerável aumento de intensidade ultrassônica em frente aos implantes metálicos. Nesse estudo, possivelmente as ondas refletidas atingiram a musculatura e parte delas foi absorvida, contribuindo com o aumento da temperatura. Lehmann et al. (1959) realizaram estudos em porcos utilizando diferentes implantes metálicos e concluíram que a temperatura mensurada na musculatura também foi resultante da reflexão ultrassônica na superfície metálica.

Ao comparar o sensor S6 entre grupos, foi constatado que na frequência de 3 MHz os grupos testes (GTIII e GTIV) obtiveram maiores temperaturas ($P < 0,05$) que seus respectivos grupos controles (GCIII e GCIV), sendo a maior temperatura registrada no GTIV, que utilizou uma intensidade de 2W/cm² (Tab. 1). Mesmo assim, as temperaturas foram inferiores a 5°C em todos os grupos (Tab. 1) e, conforme Draper e Ricard (1995) possibilita o efeito terapêutico desejável, sem ocasionar danos teciduais. Estes mesmos autores observaram que ao utilizar a frequência de 3 MHz o aquecimento da musculatura foi três vezes maior que na frequência de 1 MHz. Por outro lado, Cambier et al. (2001) afirmaram que o aquecimento muscular em cadáver é maior quanto menor a frequência, o que não foi confirmado neste

estudo. Gersten (1958) também realizou estudos para verificar a temperatura intramuscular em cães submetidos à colocação de uma placa óssea metálica e constatou maiores temperaturas na presença do implante, relacionando este resultado com a formação de altas temperaturas próxima à interface músculo-placa, o que também não foi presenciado neste estudo (Tab. 1), já que nos GCI e GCII a temperatura foi superior aos seus respectivos grupos testes (GTI e GTII).

Quando se comparou as temperaturas dos sensores S1 e S3 (intramedular proximal e distal), S2 e S4 (cortical óssea ou placa óssea metálica proximal e distal), S7 e S8 (parafuso proximal e distal) (Fig. 1A e 1B), os sensores próximos à aplicação do UST (S1, S2 e S7) obtiveram maiores temperaturas em todos os grupos (Tab. 1). Uma das hipóteses que justifica esse resultado seria dos sensores S1, S2 e S7 estarem próximo ou dentro da área de tratamento do UST e também pela baixa perda do calor durante a dissipação em decorrência da distância entre sensores.

Diante dos resultados obtidos nesse experimento, pode-se verificar que as temperaturas após o uso do UST (t_1) foram maiores, independente do grupo estudado. Embora a taxa de absorção se eleve conforme a frequência aumenta, havendo menos energia disponível para penetrar nos tecidos (Kitchen e Partridge, 1990), a temperatura no sensor S6 (intramuscular) atingiu a maior elevação (Tab. 1) no grupo que testou a frequência de 3 MHz na presença da placa óssea metálica (GTIV). Portanto, a aplicação do UST de 3 MHz, modo contínuo, em locais com até 3 cm de espessura, requer cautela na presença da placa óssea metálica. Indica-se novas investigações com placa óssea metálica aplicada ao fêmur de cães *in vivo* para avaliar o comportamento tecidual com o uso do UST na frequência de 3 MHz, já que houve um aquecimento considerável no tecido muscular próximo ao implante metálico.

CONCLUSÃO

Conclui-se que o UST no modo contínuo de 1 e 3 MHz e intensidades de 1 e 2 W/cm² durante dois minutos promove o aquecimento da placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres de cães. Sugerem-se novas pesquisas em animais vivos com intuito de avaliar o aquecimento gerado pelo UST na cicatrização óssea e comportamento dos tecidos moles adjacentes na presença da placa óssea metálica.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

BAKER, K. G.; ROBERTSON, V.J.; DUCK, F.A. A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects. *J. Am. Phys. Ther. Ass.*, v.81, n.7, p. 1351-1358, 2001.

CAMBIER, D.; D'HERDE, K.; WITVROUW, E. et al. Therapeutic ultrasound: temperature increase at different depths by different modes in a human cadaver. *J. Rehab. Med.*, v.33, p.212-215, 2001.

CANNAP, D.A. Select modalities. *Clin. Tech. Small. Anim. Pract.*, v.22, p.160-165, 2007.

DAVIDSON, J.R.; KERWIN, S.C.; MILLIS, D.L. Rehabilitation for the orthopedic patient. *Vet. Clin. Small Anim.*, v.35, p.1357-1388, 2005.

DOYLE, N.D. Rehabilitation of fractures in small animals: maximize outcomes, minimize complications. *Clin. Tech. Small. Anim. Pract.*, v.19, p.180-191, 2004.

DRAPER, D.O.; RICARD, M.D. Rate of temperature decay in human muscle following 3MHz ultrasound: the stretching window revealed. *J. Athl. Train.*, v.30, n.4, p. 304-307, 1995.

GARAVELLO, I.; MAZZER, N.; BARBIERI, C.H. et al. Efeitos térmicos do ultra-som terapêutico sobre os tecidos ósseo e muscular e sobre placa óssea metálica implantada. *Rev. Bras. Ortop.*, v.32, n.6, p.473-479, 1997.

GERSTEN, J.W. Effect of metallic objects on temperature rises produced in tissue by ultrasound. *Am. J. Phys. Med.*, v.37, n.2, p.75-82, 1958.

HERRICK, J.F. Temperatures produced in tissues by ultrasound: experimental study using various technics. *J. Ac. Soc. Am.*, v.25, n.1, p.12-16, 1953.

JUNIOR, W. D. O'B. Ultrasound-biophysics mechanisms. *Prog. Biophys. Mol. Biol.*, v.93, p.212-255, 2007.

KITCHEN, S.S.; PARTRIDGE, C.J. A review of therapeutic ultrasound part 1: background and physiological effects. *Physioth.*, v.76, n.10, p.593-595, 1990.

LEHMANN, J.F.; LANE, K.E.; BELL, J.W. et al. Influence of surgical metal implants on the distribution of the intensity in the ultrasonic field. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, v.39, n.12, p.756-760, 1958.

LEHMANN, J.F.; BRUNNER, G.D.; MARTINIS, A.J. Ultrasonic effects as demonstrated in live pigs with surgical metallic implants. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, v.40, p.483-488, 1959.

NELSON, P. A.; HERRICK, J. F.; KRUSEN, F. H. Temperatures produced in bone marrow, bone and adjacent tissues by ultrasonic diathermy. An experimental study. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, v.31, p.687-695, 1950.

PIERMATTEI, D.L., FLO, G.L., DeCAMP, C.E. Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of small animal orthopedics and fracture repair. 3.ed. St Louis: Saunders, 881p, 2006.

SKOUBO-KRISTENSEN, E.; SOMMER, J. Ultrasound influence on internal fixation with a rigid plate in dogs. *Arch. Phys. Med. Rehab.*, v.63, n.8, p.371-373, 1982.

STARKEY, C. *Ultra-Som. Recursos terapêuticos em fisioterapia*. 2. ed. Barueri: Manole, p.277-313, 2001.

STEISS, J.E. Muscle disorders and rehabilitation in canine athletes. *Vet. Clin. North Am. Small Anim. Pract.*, v.32, n.1, p.267-285, 2002.

STEISS, J.E.; McCAULEY, L. Therapeutic Ultrasound. In: MILLIS, D.L.; LEVINE, D.; TAYLOR, R.A. *Canine Rehabilitation and Physical Therapy*. Philadelphia: Saunders, p.324-336, 2004.

WARDEN, S.J.; McMEEKEN, J.M. Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy. *Ultras. Med. Biol.*, v.28, n.8, p.1075-1080, 2002.

WATSON, T. Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. *Ultrasonics*, v.48, n.4, p.321-329, 2008.

YOUNG, S. Terapia com ultra-som. In: KITCHEN, S. Eletroterapia prática baseada em evidências. 11.ed. Barueri: Manole, p.211-230, 2003.

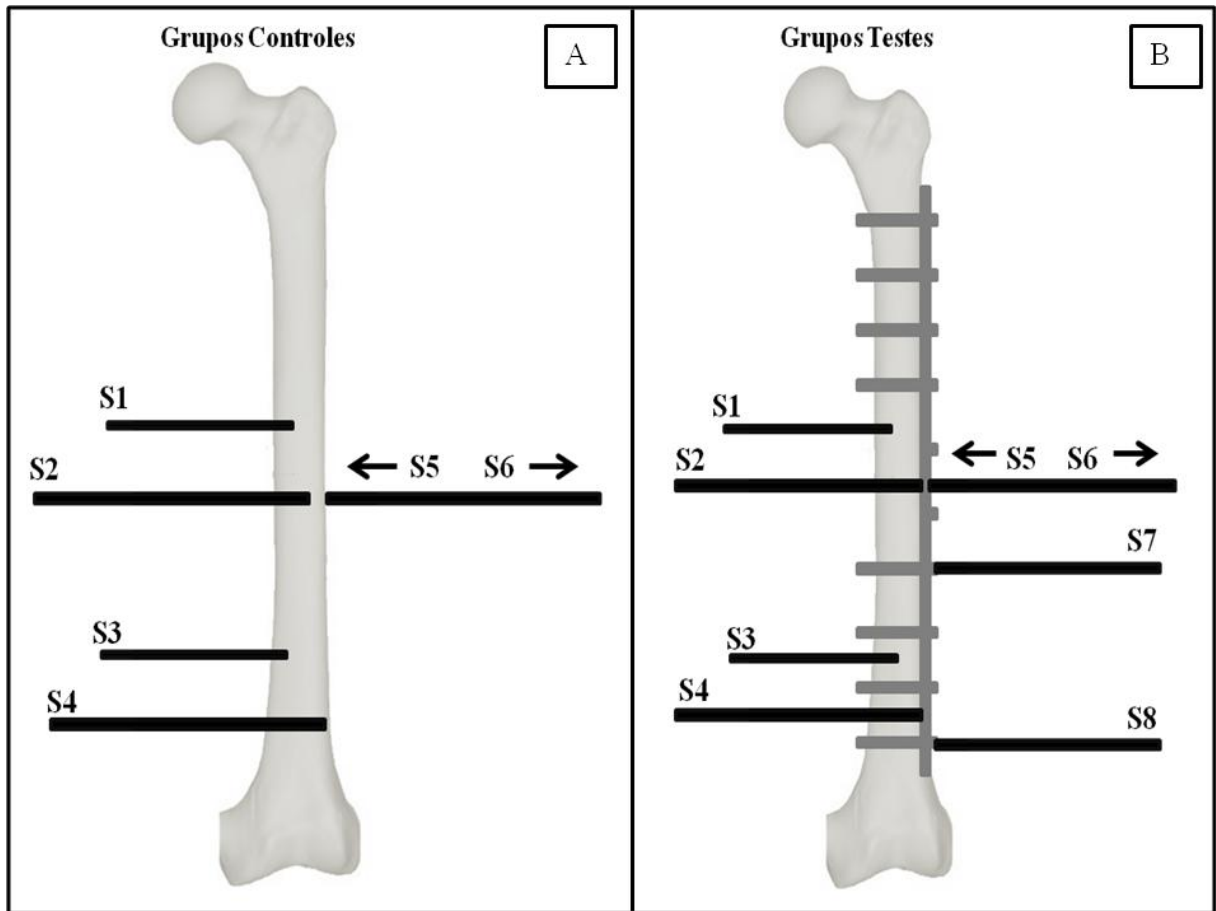


Figura 1 – Representação esquemática do fêmur e do posicionamento dos sensores (■) de temperatura nos grupos controles -GCI, GCII, GCIII e GCIV- (A) e grupos testes -GTI, GTII, GTIII e GTIV- (B). S1: face medial, medular óssea; S2: face medial, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); S3: face medial, medular óssea distal; S4: face medial, cortical óssea distal (grupos controles), placa óssea metálica distal (grupos testes); S5: face lateral, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); S6: face lateral, muscular; S7: face lateral, parafuso proximal; S8: face lateral, parafuso distal.

Tabela 1 - Média da diferença ($t_1 - t_0$) de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) das amostras tratadas com ultrassom terapêutico de acordo com os sensores (S) e grupos experimentais.

Grupo/Sensor	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
GCI	0,40	0,66	0,06	0,06	1,66	1,84	-	-
GCII	0,80	1,24	0,06	0,04	3,38	3,84	-	-
GCIII	0,14	0,40	0,06	0,08	1,52	2,02	-	-
GCIV	0,30	0,78	0,18	0,04	2,82	3,64	-	-
GTI	0,40	0,34	0,04	0,04	1,48	1,68	0,30	0,14
GTII	0,76	0,98	0,28	0,04	2,78	3,74	0,74	0,06
GTIII	0,14	0,30	0,06	0,08	2,14	2,90	0,22	0,04
GTIV	0,36	0,56	0	0,04	3,50	4,50	0,48	0,02

Grupo controle: GCI, GCII, GCIII e GCIV; **Grupo teste:** GTI, GTII, GTIII e GTIV. **S1:** face medial, medular óssea; **S2:** face medial, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); **S3:** face medial, medular óssea distal; **S4:** face medial, cortical óssea distal (grupos controles), placa óssea metálica distal (grupos testes); **S5:** face lateral, cortical óssea (grupos controles), placa óssea metálica (grupos testes); **S6:** face lateral, muscular; **S7:** face lateral, parafuso proximal; **S8:** face lateral, parafuso distal.

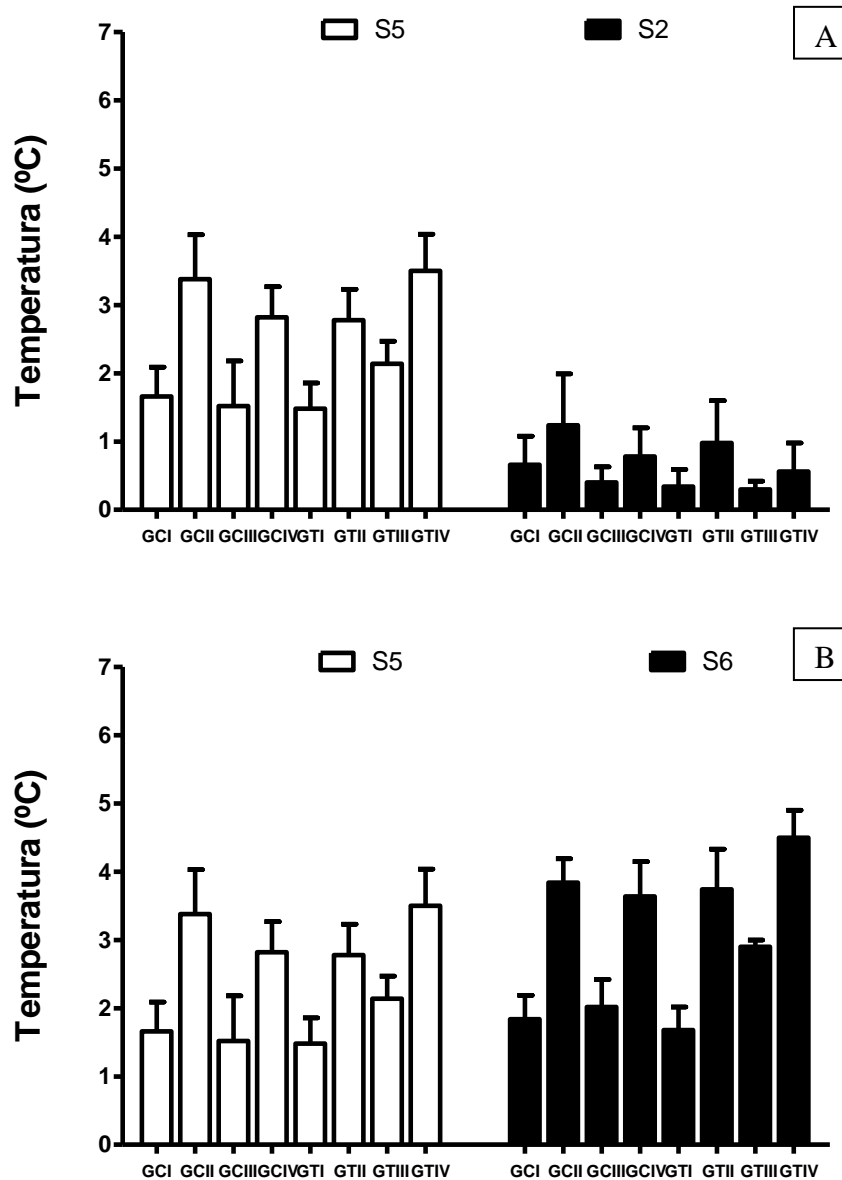


Figura 2 - Demonstração gráfica da média das temperaturas das amostras tratadas por ultrassom terapêutico de acordo com sensores e grupos experimentais. Nota-se em A, as maiores temperaturas no sensor S5 e, em B, no sensor S6 (intramuscular). Houve diferença ($P < 0,05$) entre os sensores S5 e S2 (A) e S5 e S6 (B) em cada grupo analisado.

4 CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos e analisados neste estudo pode-se concluir que a utilização dos membros pélvicos de cadáveres de cães como modelo experimental foi eficiente para o objetivo proposto, demonstrando o aquecimento gerado pelo UST na placa óssea metálica e estruturas adjacentes em todos os grupos estudados.

Pode-se observar que a frequência de 1 MHz proporcionou maior penetração nos tecidos, enquanto a intensidade de 2 W/cm² foi responsável pela maior absorção, conferindo as temperaturas mais altas. A cortical óssea, mesmo que altamente refletora, absorveu mais energia sonora que a placa óssea metálica, sendo que esta última interferiu na transmissão desta energia, ou seja, nos mecanismos de absorção e reflexão. A temperatura intramuscular obteve sempre os maiores valores, especialmente nos grupos de 3 MHz na presença da placa óssea metálica, mas estes valores se mantiveram dentro da faixa considerada terapêutica. Ainda, verificou-se que as temperaturas aferidas abaixo ou próximo da área de aplicação do UST foram significativamente maiores e houve baixa dissipação do calor pela condução de energia para a periferia das estruturas avaliadas.

No entanto, devido os fatores limitantes que provavelmente influenciaram nos valores das temperaturas como os processos de congelamento e reaquecimento das amostras e a ausência de circulação sanguínea, sugerem-se novas pesquisas em animais vivos com intuito de avaliar o aquecimento gerado pelo UST na cicatrização óssea e o comportamento dos tecidos moles adjacentes à placa óssea metálica, possibilitando a utilização dos dados na rotina da fisioterapia veterinária.

Portanto, conclui-se que o UST no modo contínuo de 1 e 3 MHz e intensidades de 1 e 2W/cm² durante dois minutos promove o aquecimento da placa óssea metálica e estruturas adjacentes após a fixação no fêmur de cadáveres caninos.

5 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ARAÚJO, M. A. Termoterapia. In: PEDRO, C. R.; MIKAIL, S. **Fisioterapia Veterinária**. 2. ed. Barueri: Manole, 2009. p. 76-88.

BAKER, K. G.; ROBERTSON, V. J.; DUCK, F. A. A review of therapeutic ultrasound: biophysical effects. **Journal of the American Physical Therapy Association**, v. 81, n. 7, p. 1351-1358, 2001.

BATAVIA, M. Contraindications for superficial heat and therapeutic ultrasound: do sources agree? **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 85, 2004.

BAXTER, G. D.; McDONOUGH, S. M. Principles of electrotherapy in veterinary physiotherapy. In: MCGOWAN, C. M.; GOFF, L.; STUBBS, N. **Animal Physiotherapy: assessment, treatment and rehabilitation of animals**. Australia: BlackwellPublishing, 2007. p. 177-186.

BEALE, B. Orthopedic clinical techniques femur fracture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 134-150, 2004.

CAMBIER, D. et al. Therapeutic ultrasound: temperature increase at different depths by different modes in a human cadaver. **Journal of Rehabilitation Medicine**, v. 33, p. 212–215, 2001.

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

CHRISTINE, O. Y. NG.; GABRIEL, Y. F. NG; EDWINA, K. N. S; MASON, C. P. L. Therapeutic ultrasound improves strength of Achilles Tendon repair in rats. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 29, n. 10, p. 1501–1506, 2003.

CUNHA, A. da; PARIZOTTO, N. A.; VIDAL, B.de C. The effect of therapeutic ultrasound on repair of the Achilles tendon (tendon calcaneus) of the rat. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 27, n. 12, p. 1691–1696, 2001.

DAVIDSON, J. R.; KERWIN, S. C.; MILLIS, D. L. Rehabilitation for the orthopedic patient. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 35, p. 1357-1388, 2005.

DAVIDSON, J. R.; KERWIN, S. C.; MILLIS, D. L. Reabilitação Ortopédica. In: LEVINE, D. et al. **Reabilitação e Fisioterapia na Prática de Pequenos Animais**. São Paulo: Roca, 2008. p. 119-214.

DOYLE, N. D. Rehabilitation of fractures in small animals: maximize outcomes, minimize complications. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 180-191, 2004.

DRAPER, D. O.; RICARD, M. D. Rate of temperature decay in human muscle following 3MHz ultrasound: the stretching window revealed. **Journal of Athletic Training**, v. 30, n. 4, p. 304-307, 1995.

FERRIGNO, C. R. A.; PEDRO, C. R.; Fraturas. In: PEDRO, C. R.; MIKAIL, S. **Fisioterapia Veterinária**. 2. ed. Barueri: Manole, 2009. p. 145-159.

GAM, A. N.; JOHANNSEN, F. Ultrasound therapy in musculoskeletal disorders: a meta-analysis. **Pain**, v. 63, p. 85-91, 1995.

GARAVELLO, I. et al. Efeitos térmicos do ultra-som terapêutico sobre os tecidos ósseo e muscular e sobre placa óssea metálica implantada. **Revista Brasileira de Ortopedia**, v. 32, n. 6, p. 473-479, 1997.

GERSTEN, J. W. Effect of metallic objects on temperature rises produced in tissue by ultrasound. **American Journal of Physical Medicine**, v. 37, n. 2, p. 75-82, 1958.

HAAR, G. T. Therapeutic ultrasound. **European Journal of Ultrasound**, v. 9, p. 3-9, 1999.

HAAR, G. T. Princípios eletrofísicos e térmicos. In: KITCHEN, S. **Eletroterapia prática baseada em evidências**. 11. ed. Barueri: Manole, 2003. p. 3-30.

HAAR, G. T. Therapeutic applications of ultrasound. **Progress in Biophysics and Molecular Biology**, v. 93, p. 111-129, 2007.

HERRICK, J. F. Temperatures produced in tissues by ultrasound: experimental study using various technics. **Journal of the Acoustical Society of America**, v. 25, n. 1, p. 12-16, 1953.

JACKSON, L. C.; PACCHIANA, P. D. Common complications of fracture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 168-179, 2004.

JUNIOR, W. D. O'B. Ultrasound-biophysics mechanisms. **Progress in Biophysics and Molecular Biology**, v.93, p.212-255, 2007.

KARNES, J. L.; BURTON, H. W. Continuous therapeutic ultrasound accelerates repair of contraction-induced skeletal muscle damage in rats. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 83, p. 1-4, 2002.

KITCHEN, S. Efeitos térmicos. In: KITCHEN, S. **Eletroterapia prática baseada em evidências**. 11. ed. Barueri: Manole, 2003. p. 89-105.

KITCHEN, S. S.; PARTRIDGE, C. J. A review of therapeutic ultrasound part 1: background and physiological effects. **Physiotherapy**, v. 76, n. 10, p. 593-595, 1990.

KOCAOĞLU, B. et al. The effect of therapeutic ultrasound on metallic implants: a study in rats. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 92, p. 1858-1862, 2011.

LACERDA, F. et al. Utilização do ultra-som terapêutico sobre regiões com implantes metálicos: uma revisão da literatura. **Fisioterapia em Movimento**, v. 17, n. 1, p. 39-44, 2004.

LEHMANN, J. F. et al. Influence of surgical metal implants on the distribution of the intensity in the ultrasonic field. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 39, n. 12, p. 756-760, 1958.

LEHMANN, J. F. et al. Influence of surgical metal implants on the temperature distribution in thigh specimens exposed to ultrasound. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 39, n. 11, p. 692-695, 1958a.

LEHMANN, J. F. et al. Ultrasonic effects as demonstrated in live pigs with surgical metallic implants. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 40, p. 483-488, 1959.

LEVINE, D.; TAYLOR, R. A.; MILLIS, D. L. Common Orthopedic Conditions and Their Physical Rehabilitation. In: MILLIS, D. L.; LEVINE, D.; TAYLOR, R. A. **Canine Rehabilitation and Physical Therapy**. Philadelphia: Saunders, 2004. p. 355-387.

MATHEUS, J. P. C. et al. Efeitos do ultra-som terapêutico nas propriedades mecânicas do músculo esquelético após contusão. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 3, p. 241-247, 2008.

NELSON, P. A.; HERRICK, J. F.; KRUSEN, F. H. Temperatures produced in bone marrow, bone and adjacent tissues by ultrasonic diathermy. An experimental study. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 31, p. 687-695, 1950.

OKITA, M. et al. Effects of therapeutic ultrasound on joint mobility and collagen fibril arrangement in the endomysium of immobilized rat soleus muscle. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 35, n. 2, p. 237-244, 2009.

PALIWAL, S.; MITRAGOTRI, S. Therapeutic opportunities in biological responses of ultrasound. **Ultrasonics**, v. 48, p. 271-278, 2008.

PIERMATTEI, D. L., FLO, G. L., DeCAMP, C. E. **Brinker, Piermattei, and Flo's Handbook of small animal orthopedics and fracture repair**. 3rd ed. St Louis: Saunders, 2006. 881 p.

ROUSH, J. K. Management of Fractures in Small Animals. **Veterinary Clinics Small Animal Practice**, v. 35, p. 1137-1154, 2005.

SÁNCHEZ, A. L.; RICHARDSON, J.; MACINTYRE, N. J. Efficacy of ultrasound therapy for the management of knee osteoarthritis: a systematic review with meta-analysis. **Osteoarthritis and Cartilage**, v. 18, p. 1117-1126, 2010.

SCHULZ, K. Management of Muscle and Tendon Injury or Disease. In: FOSSUM, T. W. et al. **Small Animal Surgery**. 3rd ed. St. Louis: Elsevier, 2007. p. 1316-1332.

SKOUBO-KRISTENSEN, E.; SOMMER, J. Ultrasound influence on internal fixation with a rigid plate in dogs. **Archives of Physical Medicine Rehabilitation**, v. 63, n. 8, p. 371-373, 1982.

SIMPSON, D. J., LEWIS, D. D. Fraturas do Fêmur. In: SLATTER, D. **Manual de Cirurgia de Pequenos Animais**. 3. ed. Barueri: Manole, 2007. v. 2, p. 2059-2089.

STARKEY, C. Ultra-Som. **Recursos terapêuticos em fisioterapia**. 2. ed. Barueri: Manole, 2001. p. 277-313.

STEISS, J. E. Muscle disorders and rehabilitation in canine athletes. **Veterinary Clinics of North America: Small Animal Practice**, v. 32, n. 1, p. 267-285, 2002.

STEISS, J. E.; McCAULEY, L. Therapeutic Ultrasound. In: MILLIS, D. L.; LEVINE, D.; TAYLOR, R. A. **Canine Rehabilitation and Physical Therapy**. Philadelphia: Saunders, 2004. p. 324-336.

STEISS, J. E.; LEVINE, D.; Modalidades de agentes físicos. In: LEVINE, D. et al. **Reabilitação e Fisioterapia na Prática de Pequenos Animais**. São Paulo: Roca, 2008. p. 75-94.

STIFFLER, K. S. Internal fracture fixation. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, v. 19, p. 105-113, 2004.

USUBA, M. et al. Effect of heat in increasing the range of knee motion after the development of a joint contracture: an experiment with an animal model. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 87, p. 247-253, 2006.

WARDEN, S. J.; MCMEEKEN, J. M. Ultrasound usage and dosage in sports physiotherapy. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 28, n. 8, p. 1075-1080, 2002.

WATSON, T. Ultrasound in contemporary physiotherapy practice. **Ultrasonics**, v. 48, n. 4, p. 321-329, 2008.

WEAVER, S. L. et al. Effect of transducer velocity on intramuscular temperature during a 1-MHz ultrasound treatment. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, v. 36, n. 4, p. 320-326, 2006.

WINDT, D. A. W. M. van der et al. Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review. **Pain**, v. 81, p. 257-271, 1999.

YOUNG, S. Terapia com ultra-som. In: KITCHEN, S. **Eletroterapia prática baseada em evidências**. 11. ed. Barueri: Manole, 2003. p. 211-230.

6 ANEXOS

Anexo A - Média das temperaturas (°C) das três aferições dos sensores (S) antes (t_0) e após (t_1) a aplicação do ultrassom terapêutico em cada amostra dos grupos controles.

G	a	t	S1	S2	S3	S4	S5	S6
GCI	1	t_0	20,1	20,9	20,5	20,6	20,9	21,0
		t_1	20,4	21,8	20,7	20,8	22,8	22,3
GCI	2	t_0	19,1	20,3	19,6	19,8	19,9	19,9
		t_1	19,3	20,8	19,6	19,8	22,2	22,0
GCI	3	t_0	17,5	19,1	18,3	18,5	18,3	18,3
		t_1	18,5	20,4	18,3	18,5	19,8	20,1
GCI	4	t_0	15,3	17,5	17,3	17,8	16,9	17,2
		t_1	15,4	17,8	17,3	17,8	18,3	19,4
GCI	5	t_0	17,9	19,0	19,3	19,5	19,0	19,2
		t_1	18,3	19,4	19,4	19,6	20,2	21,0
GCII	1	t_0	20,5	21,0	20,5	20,7	20,9	20,8
		t_1	21,3	22,9	20,6	20,7	26,1	24,8
GCII	2	t_0	19,5	20,5	19,8	20,0	20,3	20,2
		t_1	20,5	21,7	19,8	20,1	24,5	23,7
GCII	3	t_0	18,9	20,0	19,3	19,6	19,7	19,7
		t_1	20,8	22,1	19,5	19,7	22,8	23,1
GCII	4	t_0	18,9	20,1	19,8	20,1	19,9	20,0
		t_1	19,0	20,5	19,8	20,1	22,1	24,5
GCII	5	t_0	18,4	19,7	19,9	20,1	19,2	19,3
		t_1	18,6	20,3	19,9	20,1	21,4	23,4
GCIII	1	t_0	15,7	17,1	17,4	16,8	16,8	17,2
		t_1	16,0	17,9	17,5	17,0	19,1	20,5
GCIII	2	t_0	19,3	20,3	20,5	20,5	20,1	20,3
		t_1	19,3	20,5	20,5	20,6	22,2	22,8
GCIII	3	t_0	16,2	17,9	18,4	18,6	17,6	17,7
		t_1	16,3	18,2	18,4	18,7	18,6	19,1
GCIII	4	t_0	17,4	18,9	19,2	19,5	18,7	18,8
		t_1	17,6	19,3	19,3	19,5	20,1	20,4
GCIII	5	t_0	13,5	16,0	15,9	16,2	15,2	15,4
		t_1	13,6	16,3	16,0	16,2	16,0	16,7
GCIV	1	t_0	16,3	17,8	18,0	18,1	17,2	17,2
		t_1	16,9	19,3	18,0	18,1	21,2	21,9
GCIV	2	t_0	19,5	20,7	20,8	20,8	20,5	20,1
		t_1	19,5	21,1	10,9	20,9	24,0	24,8
GCIV	3	t_0	17,2	18,9	19,0	19,3	18,4	18,5
		t_1	17,5	19,5	19,1	19,4	20,5	21,6
GCIV	4	t_0	17,9	19,4	19,8	20,0	19,1	19,1
		t_1	18,2	20,0	19,9	20,0	21,7	22,4
GCIV	5	t_0	15,2	17,0	16,5	17,4	16,5	16,7
		t_1	15,5	17,8	17,1	17,4	18,4	19,1

Anexo B - Média das temperaturas (°C) das três aferições dos sensores (S) antes (t_0) e após (t_1) a aplicação do ultrassom terapêutico em cada amostra dos grupos testes.

G	a	t	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
GTI	1	t_0	20,8	20,0	20,6	20,4	20,6	20,7	20,6	20,9
		t_1	21,7	20,7	20,7	20,5	22,7	22,3	21,2	21,3
GTI	2	t_0	20,2	19,2	20,1	19,7	20,0	20,3	20,0	20,4
		t_1	20,5	19,4	20,1	19,7	21,2	21,9	20,0	20,5
GTI	3	t_0	20,3	19,4	19,6	19,4	20,0	20,4	19,8	20,2
		t_1	20,8	19,9	19,7	19,4	21,5	21,7	20,1	20,3
GTI	4	t_0	20,7	19,6	20,4	20,2	20,2	20,3	20,4	20,8
		t_1	20,9	19,7	20,4	20,2	21,3	21,7	20,7	20,8
GTI	5	t_0	20,1	20,8	20,7	20,7	20,3	20,4	20,5	20,8
		t_1	20,2	21,0	20,7	20,8	21,8	22,6	20,8	20,9
GTII	1	t_0	21,5	21,0	21,1	20,9	20,7	20,4	20,8	21,5
		t_1	22,7	22,9	21,2	21,0	24,8	24,0	22,1	21,7
GTII	2	t_0	21,2	20,6	21,1	20,9	20,4	20,5	20,6	21,3
		t_1	21,7	21,1	21,1	20,9	23,2	24,5	21,1	21,3
GTII	3	t_0	21,0	20,3	20,6	20,5	20,5	20,6	20,5	21,1
		t_1	22,1	21,6	20,7	20,6	23,6	24,1	21,5	21,1
GTII	4	t_0	21,5	20,8	21,0	21,0	20,7	20,5	20,8	21,4
		t_1	21,9	21,2	21,1	21,0	22,5	23,5	21,3	21,4
GTII	5	t_0	20,2	20,8	21,0	21,0	20,5	20,5	20,7	21,0
		t_1	20,8	21,6	21,1	21,0	22,6	25,1	21,1	21,1
GTIII	1	t_0	18,1	19,3	19,4	19,5	18,8	18,9	19,1	19,9
		t_1	18,3	19,6	19,5	19,6	21,8	21,9	19,2	19,9
GTIII	2	t_0	20,0	20,8	21,1	21,2	20,5	20,5	20,9	21,4
		t_1	20,2	21,3	21,1	21,3	23,1	23,4	21,2	21,4
GTIII	3	t_0	18,3	19,6	19,9	20,2	19,4	19,5	19,6	20,6
		t_1	18,4	19,8	20,0	20,3	21,1	22,3	19,7	20,7
GTIII	4	t_0	18,3	19,7	19,8	20,0	19,4	19,6	19,6	20,2
		t_1	18,4	19,9	19,9	20,1	21,3	22,4	20,0	20,3
GTIII	5	t_0	15,6	17,5	17,8	18,1	17,5	17,8	17,7	18,7
		t_1	15,7	17,8	17,8	18,1	19,0	20,8	17,9	18,7
GTIV	1	t_0	18,1	19,2	19,5	19,7	19,1	19,2	19,3	20,0
		t_1	18,8	20,4	19,5	19,8	23,8	23,5	19,8	20,0
GTIV	2	t_0	20,1	21,0	21,4	21,4	20,6	20,5	20,9	21,3
		t_1	20,5	21,7	21,4	21,5	25,2	25,3	21,7	21,4
GTIV	3	t_0	19,0	20,3	20,2	20,6	19,7	19,7	19,9	20,4
		t_1	19,5	20,6	20,2	20,6	22,0	23,7	20,0	20,4
GTIV	4	t_0	18,8	20,0	20,1	20,3	19,5	19,6	19,8	20,3
		t_1	18,8	20,1	20,1	20,3	22,3	24,6	20,3	20,3
GTIV	5	t_0	16,6	18,2	18,6	18,7	17,9	18,0	18,2	19,0
		t_1	16,8	18,7	18,6	18,7	21,0	22,4	18,7	19,0

G- grupo; a- amostra; t- temperatura.

Anexo C - Média da diferença ($t_1 - t_0$) de temperaturas ($^{\circ}\text{C}$) das três aferições dos sensores (S) em cada amostra de acordo com os grupos experimentais.

G	a	S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8
GCI	1	0,3	0,9	0,2	0,2	1,9	1,3	-	-
GCI	2	0,2	0,4	0	0	2,3	2,1	-	-
GCI	3	1,0	1,3	0	0	1,5	1,8	-	-
GCI	4	0,1	0,3	0	0	1,4	2,2	-	-
GCI	5	0,4	0,4	0,1	0,1	1,2	1,8	-	-
GCII	1	0,8	1,9	0,1	0	5,2	4,0	-	-
GCII	2	1,0	1,2	0	0,1	4,2	3,5	-	-
GCII	3	1,9	2,1	0,2	0,1	3,1	3,4	-	-
GCII	4	0,1	0,4	0	0	2,2	4,2	-	-
GCII	5	0,2	0,6	0	0	2,2	4,1	-	-
GCIII	1	0,3	0,8	0,1	0,2	2,3	3,3	-	-
GCIII	2	0	0,2	0	0,1	2,1	2,5	-	-
GCIII	3	0,1	0,3	0	0,1	1,0	1,4	-	-
GCIII	4	0,2	0,4	0,1	0	1,4	1,6	-	-
GCIII	5	0,1	0,3	0,1	0	0,8	1,3	-	-
GCIV	1	0,6	1,5	0	0	4,0	4,7	-	-
GCIV	2	0	0,4	0,1	0,1	3,5	4,7	-	-
GCIV	3	0,3	0,6	0,1	0,1	2,1	3,1	-	-
GCIV	4	0,3	0,6	0,1	0	2,6	3,3	-	-
GCIV	5	0,3	0,8	0,6	0	1,9	2,4	-	-
GTI	1	0,9	0,7	0,1	0,1	2,1	1,6	0,6	0,4
GTI	2	0,3	0,2	0	0	1,2	1,6	0	0,1
GTI	3	0,5	0,5	0,1	0	1,5	1,3	0,3	0,1
GTI	4	0,2	0,1	0	0	1,1	1,4	0,3	0
GTI	5	0,1	0,2	0	0,1	1,5	2,2	0,3	0,1
GTII	1	1,2	1,9	0,1	0,1	4,1	3,6	1,3	0,2
GTII	2	0,5	0,5	0	0	2,8	4,0	0,5	0
GTII	3	1,1	1,3	0,1	0,1	3,1	3,5	1,0	0
GTII	4	0,4	0,4	0,1	0	1,8	3,0	0,5	0
GTII	5	0,6	0,8	1,1	0	2,1	4,6	0,4	0,1
GTIII	1	0,2	0,3	0,1	0,1	3,0	3,0	0,1	0
GTIII	2	0,2	0,5	0	0,1	2,6	2,9	0,3	0
GTIII	3	0,1	0,2	0,1	0,1	1,7	2,8	0,1	0,1
GTIII	4	0,1	0,2	0,1	0,1	1,9	2,8	0,4	0,1
GTIII	5	0,1	0,3	0	0	1,5	3,0	0,2	0
GTIV	1	0,7	1,2	0	0,1	4,7	4,3	0,5	0
GTIV	2	0,4	0,7	0	0,1	4,6	4,8	0,8	0,1
GTIV	3	0,5	0,3	0	0	2,3	4,0	0,1	0
GTIV	4	0	0,1	0	0	2,8	5,0	0,5	0
GTIV	5	0,2	0,5	0	0	3,1	4,4	0,5	0

G- grupo; **a-** amostra.