

Odael Spadeto Junior

**HASTE INTRAMEDULAR BLOQUEADA CONFECCIONADA
COM POLÍMERO BIOCMPATÍVEL PARA IMOBILIZAÇÃO
DE FRATURAS EM FÊMURES DE BOVINOS JOVENS:
ANÁLISE *IN VIVO***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Veterinária, como requisito parcial para obtenção de grau de Mestre em Ciência Animal.

Área de concentração: Clínica e Cirurgia

Orientador: Prof. Dr. Rafael Resende Faleiros

Belo Horizonte
Escola de Veterinária – UFMG
2009

S732h Spadeto Junior, Odael, 1976-
Haste intramedular bloqueada confeccionada com polímero biocompatível para imobilização de fraturas em fêmures de bovinos jovens: análise *in vivo* / Odael Spadeto Junior. – 2009.
52 p. ; il.

Orientador: Rafael Resende Faleiros
Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Veterinária
Inclui bibliografia

I. Bezerra – Cirurgia – Teses. 2. Fêmur – Fratura – Tratamento – Teses. 3. Ossos – Fraturas – Teses. 4. Fraturas – Fixação interna – Teses. I. Faleiros, Rafael Resende.
II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Veterinária. III. Título.

CDD – 636.208 96

Dissertação defendida e aprovada em 13 de março de 2009 pela comissão examinadora constituída por:

ProF. Dr. Rafael Resende Faleiros
Orientador

Prof. Dr. Ricardo Junqueira Del Carlo

Prof. Dr. Geraldo Eleno Silveira Alves

Agradecimentos

A Deus, por me oferecer todas as condições físicas, familiares, sociais, financeiras, emocionais, psíquicas e em fim, por me dar tudo o que tenho e tudo o que sou.

Aos meus Pais e Irmão, por todo apoio em tudo que penso em conquistar. Por acreditarem em mim e me mostrar que o bem é sempre o melhor.

A Priscila Gonçalves Provedel, por abrir meus olhos para a pós-graduação e incentivo no mestrado.

Ao Professor Rafael Resende Faleiros, por me aceitar como orientado, por acreditar em mim, por me mostrar o caminho, por seu exemplo profissional e familiar, por sua coragem e pelas picanhas nos domingos que seriam de solidão.

Ao Professor Geraldo Silveira Alves, por seus conhecimentos intermináveis, por acreditar em mim, pelo apoio incondicional, por mostrar que o caminho mais curto nem sempre é o melhor e pelos momentos de rigor e diversão em sua sala.

Ao Professor Humberto pela alegria, amizade nas horas mais difíceis durante minha estada em Belo Horizonte.

Aos Professores Fabíola e Paulo Ricardo pela ajuda, apoio e por me deixarem à vontade no Laboratório de Patologia Clínica.

Ao Professor Estevam Las Casas, da Escola de Engenharia da UFMG, e ao Grupo de Pesquisa em Biomecânica da UFMG pela confiança, pela amizade, pela paciência e por seus ensinamentos.

Ao Amigo Cyril Alexandre De Marval, pela acolhida, pela amizade, pelas brincadeiras, por compartilhar seus conhecimentos, pela ajuda no experimento, por tudo que fez por mim. Você é um grande amigo.

À Amiga Fabiane Cassou, pela paciência, pela ajuda incondicional no experimento, pela forças nos momentos ruins, por me aturar nos momentos de mau humor e por tudo que fez por mim.

Aos Amigos da Pós-graduação Anamaria, Baity, Bruno, Lílian, Heloisa, Fabíola e Silke, pelo auxílio na realização do experimento e, o mais importante, pela amizade incondicional. Serei eternamente grato.

Ao amigo Ramon, pela ajuda nas disciplinas, pelos trabalhos repassados, pelos momentos de descontração e por me mostra que meus problemas eram mais simples do que imaginava.

Aos residentes Helder e Ana Vitória (Vicky), pela paciência, pela amizade e por tudo que fizeram por mim.

Aos alunos de iniciação científica Deliene, Thiago Alves e Marcela, por me auxiliarem no experimento, na alimentação e cuidados com os animais. Sem vocês acho que eu não daria conta.

Aos funcionários Adão, João, Tião, Aílton, “Palhinha”, Renata, Jô, Mel, Eli, Eduardo, Fábio e Creide pela paciência, pelo carinho e ajuda. Meu muito obrigado.

Ao Programa de Pós-graduação da Escola de Veterinária da UFMG por tudo que me ofereceram.

A FAPEMIG pelo financiamento do meu experimento.

Ao CNPQ pela bolsa de estudos, que foi importante para que eu concluísse essa etapa.

Aos Cinco Bezerros, em especial o nº 30 que, sem conhecerem os riscos, contribuíram incondicionalmente para a realização desse trabalho.

A todas as pessoas e entidades que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desse importante feito na minha vida acadêmica, profissional e pessoal.

SUMÁRIO

1. Introdução	12
2. Bibliografia consultada	14
2.1 Classificação das fraturas de ossos longos	14
2.2 Reparo das fraturas de ossos longos	15
2.2.1 Células osteoprogenitoras e suas funções na remodelagem da fratura	15
2.2.2 Osteoblastos	15
2.2.3 Osteócitos	15
2.2.4 Osteoclastos	16
2.2.5 Células de revestimento ósseo	16
2.3 Equilíbrio entre deposição e reabsorção óssea	16
2.4 Fases da cicatrização óssea	16
2.4.1 Fase inflamatória	17
2.4.2 Fase reparatória	17
2.4.3 Fase de remodelação óssea	17
2.5 Princípios básicos modernos de osteossíntese	18
2.5.1 Uso da haste intramedular bloqueada em fraturas de ossos longos	18
2.6 Fratura de fêmur em bezerros	20
2.6.1 Apresentação clínica e diagnóstica	20
2.6.2 Tratamento para as fraturas do fêmur em bezerros	20
2.6.3 Tratamento conservador	21
2.6.4 Talas de gesso e muletas	21
2.6.5 Fixação externa do fêmur	21
2.6.6 Parafusos e placas ósseas	21
2.6.7 Pinos intramedulares hastes intramedulares	21
3 Material e métodos	22
3.1 Animais e instalações	23
3.2 Anestesia, controle da dor e medicações pós-cirúrgicas	23
3.3 Cirurgia para indução da fratura e inserção da haste	23
3.4 Avaliação pós-operatória	25
3.5 Análise estatística dos dados	27
4 Resultados	27

4.1	Anestesia	27
4.2	Técnica cirúrgica e haste intramedular bloqueada	27
4.3	Período pós-operatório	28
4.4	Achados radiográficos	29
4.5	Exames ultra-sonográficos	30
4.6	Avaliação clínica pós-cirúrgica	32
4.7	Exames laboratoriais	34
4.8	Avaliação da massa corporal	41
5	Discussão	41
5.1	Controle da dor	41
5.2	Procedimentos cirúrgicos	41
5.3	Haste polimérica e complicações pós-cirúrgicas	41
5.4	Exames radiográficos e ultra-sonográficos	45
5.5	Exames clínicos	46
6	Conclusões	47
7	Considerações finais	47
8	Referências bibliográficas	48

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Classificação de fraturas de ossos longos em humanos segundo a AO/ASIF	15
Tabela 2 -	Parâmetros para avaliações clínicas de escores do grau de claudicação e do grau de dor no foco da fratura	26
Tabela 3 -	Procedimentos cirúrgicos realizados nos bezerros, mostrando o dia da cirurgia e o material utilizado	28
Tabela 4 -	Valores semanais médios das avaliações clínicas diárias de bezerros submetidos à osteossíntese de fêmur com haste intramedular polimérica	34
Tabela 5 -	Massa corporal de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica	41

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Alinhamento das extremidades ósseas fraturadas para rebatimento da haste para posterior fixação dos parafusos; a) note (seta amarela) haste saindo pela pele após passar pela fossa trocântérica e musculatura na região dorsal ao trocânter maior e, (seta azul) extremidades fraturadas; b) redução da fratura após rebatimento da haste no sentido distal do canal medular 24
- Figura 2 - Parafuso transcortical inserido a partir da face lateral do fragmento proximal do fêmur fraturado (setas amarela), e a utilização de um guia de broca para realização da perfuração da cortical e haste intramedular (seta azul) 25
- Figura 3 - Avaliação ultra-sonográfica: a) realização do exame ultra-sonográfico mostrando posicionamento do bezerro; b) exame longitudinal da diáfise do fêmur, note posicionamento da probe e a presença de uma régua (seta amarela) para orientação da região a ser examinada 27
- Figura 4 - Exames radiográficos imediatamente após fixação da fratura, projeção latero-medial: a) bezerro 01; b) bezerro 31 e; c) bezerro 39: note alinhamento satisfatório da linha de fratura, bom posicionamento dos parafusos transcorticais em todas as imagens. 28
- Figura 5 - Principais alterações radiográficas encontradas nos fêmures dos bezerros ao longo do experimento: a) fêmur do bezerro 30, observar angulação da linha de fratura no sentido cranial, compressão e fratura do fragmento distal na face caudal (seta amarela); b) fêmur do bezerro 01, observar reação periosteal que impossibilita a visualização dos parafusos transcorticais proximais e ligeira angulação na linha de fratura; c) fêmur do bezerro 31, observar angulação da linha de fratura, reação periosteal por toda extensão do fêmur aos 60 dias após a primeira cirurgia; d) fêmur do bezerro 39, imagem radiográfica 60 dias após a indução da fratura, observa-se a ausência do parafuso distal do fragmento ósseo proximal, reação periosteal exacerbada caracterizando formação de calo ósseo; e) fêmur do bezerro 55, falha da haste de poliacetal e desalinhamento com cavalgamento da fratura; f) imagem radiográfica do fêmur do mesmo bezerro 60 dias após a primeira cirurgia, mostrando reação periosteal exacerbada com formação de calo ósseo exuberante. 30
- Figura 6 - Ultra-sonogramas da extremidade proximal do fêmur esquerdo do bezerro 1. a) Antes da indução da fratura, observa-se a linha em forma de meia lua, hiperecótica, condizente com a cabeça do fêmur (Seta amarela); b) imagem ultra-sonográfica 20 dias após a primeira cirurgia, observam-se áreas cilíndricas, hipoecóticas, de tamanho variado (setas brancas) ao redor da imagem retangular hipoecótica correspondente à extremidade proximal da haste (retângulo vermelho); c) imagem ultra-sonográfica 40 dias após indução da fratura, observar as áreas de hiperecogenicidade (setas amarelas) caracterizando a fibrose adjacente à área da haste e a permanência de uma área retangular hipoecótica condizente com a porção proximal da haste (retângulo vermelho). 31
- Figura 7 - Ultra-sonogramas longitudinais da face lateral da diáfise do fêmur esquerdo do bezerro 31: a) antes da indução da fratura. Observa-se a cortical do fêmur (seta amarela), fibras musculares aderidas à cortical (setas vermelhas), fáscia lata (setas azuis), fibras musculares sob a pele (setas brancas); b) 20 dias após a fratura observa-se cortical irregular com uma falha de continuidade, indicando linha de fratura (círculo) 32

vermelho), imagens hiperecóicas dos parafusos (setas amarelas) e perda da organização do tecido muscular; c) 40 dias após a fratura, observa-se cortical óssea completamente irregular, visualização da falha de continuidade da cortical com espessamento das extremidades ósseas fraturadas, hiperecogenicidade na região onde antes era ocupada por fibras musculares, que pode ser compreendida como reação periosteal e formação de calo ósseo.

- Figura 8 - Médias (\pm erros padrões) dos escores semanais para claudicação e dor no foco da fratura, no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica bloqueada. * Difere do tempo 0. 35
- Figura 9 - Médias (\pm erros padrões) das frequências cardíacas e temperaturas corporais no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. * Difere do tempo 0. 36
- Figura 10 - Médias (\pm erros padrões) do hematócrito e das concentrações sanguíneas de proteínas totais e albumina no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. 37
- Figura 11 - Médias (\pm erros padrões) das contagens de leucócitos sanguíneos no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. 38
- Figura 12 - Médias (\pm erros padrões) das concentrações sanguíneas de fosfatase alcalina e fibrinogênio no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. 39
- Figura 13 - Médias (\pm erros padrões) das concentrações sanguíneas de fosfatase alcalina e fibrinogênio no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. 40
- Figura 14 - Haste de poliacetal fraturada. Observa-se (seta amarela) o local de fratura, ligeira angulação dos parafusos proximal e distal do fragmento proximal (seta azul), perfurações na periferia da haste (setas vermelhas). 44

Resumo

O presente estudo é parte da proposta de desenvolvimento de um sistema de haste intramedular polimérica, de baixo custo e fácil aplicação, para uso inicialmente em bovinos jovens e neonatos. Os objetivos foram avaliar *in vivo*, o sistema para redução de fraturas no fêmur de bezerros e comparar os resultados com os previamente obtidos por meio de análises mecânicas *ex-vivo*, e simulação computacional pelo método de elementos finitos, a fim de validar esse sistema de simulação computacional para novos projetos. Cinco bezerros machos foram submetidos à anestesia geral, e tiveram os fêmures esquerdos fraturados e em seguida fixados com o sistema de haste intramedular bloqueada. Os animais foram avaliados clinicamente e por exames radiográficos e ultra-sonográficos por períodos intervalados de 60 dias. Das cinco hastes de poliacetal implantadas pela primeira vez, quatro hastes fraturam aos 3, 6 e 11 dias após a cirurgia. Em dois animais que tiveram o mesmo material da primeira cirurgia reimplantado, novas fraturas ocorreram 3 e 9 dias após a segunda cirurgia. Quatro animais tiveram haste de poliamida implantada, dois após terem uma haste de poliacetal fraturada e os outros dois após a fratura da segunda haste de poliacetal. Desses, um bezerro apresentou fratura da haste de poliamida 14 dias após a terceira cirurgia e o outro animal apresentou fratura 12 dias após a segunda cirurgia. Os resultados *in vivo* confirmam os achados da simulação computacional, que previa que poliacetal e poliamida não teriam resistência suficiente para sustentar a fixação da fratura até que houvesse a consolidação óssea. Os achados desse experimento validam o modelo computacional desenvolvido pelo grupo de Pesquisa em Biomecânica da UFMG.

Palavras chaves: Bezerro, fratura de fêmur, haste intramedular

Abstract

This study is part of a proposal for development of a low-cost and easy-to-use polymeric interlocking nail, initially designed to use in newborns and young cattle. The objectives of the present study are to evaluate *in vivo* the polymeric interlocking nail system for fixation of femoral fractures in calves, and to compare these results with those obtained in a previous *ex vivo* mechanical testing and computational simulation using finite element method, in order to validate the computational simulation system for future projects. Five calves were used. Under general anesthesia, all animals had the left femur fractured and then fixed using the polymeric interlocking nail system. In the postoperative period, animals were clinically assessed using radiological and ultrasound techniques during 60 days. Of the five polyacetal rods (nails) used in the first surgeries, four broken at 3, 6 and 11 days after surgery. In two animals that had the same material reimplanted, new fractures occurred 3 and 9 days after the second surgery. Four animals were implanted with polyamide rod, two after the first broken polyacetal rod and the other two after the second broken polyacetal rod. From these, one calf showed fracture of the polyamide rod 14 days after the third surgery and the other animal showed fracture 12 days after the second surgery. Blood cytological and biochemical tests did not show evidence of lack of biocompatibility by the used materials. The *in vivo* results confirmed the findings of the computational simulation system, which predicted that polyacetal and polyamide would not have sufficient strength to sustain the fixation of the fracture until bone healing. The findings of this experiment validate the computational model developed by the Biomechanics Research Group of UFMG.

Key-Words: calf, femoral fracture, intramedullary nail

1. Introdução

O tratamento das fraturas diafisárias do fêmur em humanos era, até as primeiras décadas do século passado, eminentemente conservador, seguindo as escolas clássicas de Bohler e Waston-Jones. Entretanto, Lambotte, cirurgião belga, considerava que essas fraturas deveriam receber tratamento cirúrgico desde que o objetivo do tratamento não se restringisse apenas à consolidação, mas buscasse também a manutenção da função. Para isso ele empregava um fixador externo, uma ousadia para a época, mas que permitia a mobilização precoce do membro operado. Com esse método, Lambotte conseguia a consolidação com manutenção da função óssea, o que era melhor do que o obtido com os métodos de tratamento conservadores usados na época (Neto, 1996).

Devido à necessidade de desobstruir rapidamente os hospitais de emergência e devolver os soldados para o *front* o mais rápido possível na segunda guerra, Kuntscher desenvolveu a osteossíntese com haste intramedular para tratamento de fraturas de fêmur. As principais hastes eram introduzidas sem dilatação do canal medular, mas as observações clínicas logo mostraram que a estabilidade conseguida era, muitas vezes, insuficiente principalmente para controlar os desvios rotacionais. Para contornar esse inconveniente foi desenvolvida a técnica de fresagem, o que conferia melhor estabilidade à montagem e à instalação das hastes. Assim, foi possível tratar fraturas mais complicadas, conseguindo-se estabilidade suficiente para permitir o apoio precoce do membro (Hungria Neto, 1996).

Atualmente, preconiza-se que o tratamento e fixação de fraturas sejam realizados com o método chamado de “fixação biológica”, onde a manipulação e o trauma no foco de fratura são os menores possíveis. Desta

forma, o sistema de haste bloqueada promove uma satisfatória estabilidade na linha de fratura (McClure et al., 1998; DeMarval, 2006), e vem sendo considerado o implante de escolha na ortopedia humana para o tratamento de fraturas cominutivas no fêmur, úmero e tibia, além de suportar cargas elevadas *in vivo*, o que permite ao paciente retornar da anestesia com o apoio do membro fraturado (De Marval, 2006).

As hastes intramedulares bloqueadas (interlocking nails) são introduzidas com pouca ou nenhuma dilatação do canal medular, apresentam orifícios nas suas extremidades que permitem a introdução de parafusos bloqueantes, e assim impedem os desvios rotacionais (Hungria Neto, 1996).

Na medicina veterinária, as fraturas de ossos longos em animais de grande porte sempre representaram maior desafio para o médico veterinário, uma vez que a perda da função de um dos membros quase sempre é incompatível com a vida. Isso porque o peso elevado torna inviável a permanência do animal em estação, por longos períodos, apoiando-se apenas em três membros e o decúbito prolongado promove lesões graves decorrentes de pressão sobre a pele, musculatura e nervos periféricos como escaras, miosites e perda de função nervosa (Crawford e Fretz, 1985; Mc Clure et al., 1998; De Marval, 2006). Mesmo quando o animal é mantido em estação com o auxílio aparatos que promovem suporte corporal, as escaras e a sobrecarga no membro contralateral são inevitáveis e invariavelmente causam lesões debilitantes que determinam prognóstico ruim.

Nos bovinos, as fraturas de ossos longos ocorrem com relativa frequência (Crawford e Fretz, 1985; Trsotle & Markel, 1996), traduzindo-se em perdas econômicas significativas, tanto para pecuária leiteira como para a destinada à produção de carne. O valor do animal é o principal ponto a ser analisado em animais de produção e, na

maioria das vezes, opta-se por eutanásia devido aos custos elevados implicados na redução e fixação de fraturas e cuidados pós-operatórios desses animais (Martins et al., 2001). Contudo, com o grande avanço de técnicas de reprodução aliadas à seleção genética de bovinos, principalmente os zebuínos, pode-se observar no cenário nacional animais de alto valor econômico, o que muda esse paradigma e motiva o cirurgião de animais de grande porte a atuar de maneira efetiva quando se depara com as fraturas de ossos longos.

Em neonatos ainda existe outro agravante, pois a cortical fina dos ossos não favorece a aplicação de placas ortopédicas, tratamento de escolha até então. Dessa forma a fixação de fraturas nessa categoria utilizando haste intramedular bloqueada confeccionada com polímeros biocompatíveis pode se constituir em uma alternativa viável por ser um método que não sobrecarrega a cortical óssea e pela viabilidade econômica dos materiais propostos (De Marval, 2006).

Diante do exposto, a proposta de um sistema de haste intramedular bloqueada com material resistente, biodegradável, atóxico e de baixo custo traria, já de imediato, uma importante contribuição para o tratamento das fraturas de ossos longos dos animais domésticos de grande porte, podendo se tornar num futuro próximo, uma alternativa atraente para o uso até mesmo na ortopedia humana.

O presente estudo é parte da proposta de confecção de um sistema de haste intramedular polimérica, de baixo custo e fácil aplicação, que está sendo desenvolvido inicialmente para uso em bovinos jovens e neonatos. Esse modelo já se mostrou viável ao ser testado *in vivo* no úmero de bezerros por De Marval (2006). No úmero, o sistema permitiu consolidação óssea nas fraturas induzidas, contudo o polímero utilizado (polipropileno) foi considerado

demasiadamente flexível (De Marval, 2006).

No presente projeto, o sistema está sendo testado para uso no fêmur de animais da mesma espécie. Contudo dessa feita, ao invés de usá-lo diretamente em experimentação animal, optou-se por testar previamente o sistema de haste intramedular polimérica por meio de simulação computacional. O uso experimental da simulação computacional para modelos biológicos, em especial as fraturas ósseas, tem crescido nos últimos anos e se mostrado um importante instrumento, capaz de reduzir os elevados custos e as implicações éticas da experimentação animal, tão discutidas na atualidade,

Assim, na fase inicial desse novo projeto, Rodrigues (2008) desenvolveu um pipeline (conjunto de programas computacionais), com base no método de elementos finitos, para testar diferentes polímeros a serem utilizados em fraturas de fêmur. Para tanto, esse autor estudou a anatomia dos ossos longos de bovinos jovens e, utilizando uma plataforma de força, calculou as forças atuantes no fêmur desses animais em situação de estática e de movimentação ao passo. Após esse processo, um modelo tridimensional do fêmur foi gerado a partir das imagens de tomografia computadorizada de um exemplar padrão do fêmur em questão.

Com esse modelo, foi possível simular a fratura do fêmur e, após fixação com o sistema proposto usando diferentes polímeros, submeter o conjunto às forças calculadas para a espécie animal alvo desse estudo. De diversos polímeros inicialmente considerados por Rodrigues, os que mostraram melhores resultados foram o poliacetato e a poliamida, sendo que ambos se mostraram superiores em vários aspectos quando comparado ao polipropileno, anteriormente usado por De Marval (2006),

no úmero, tanto na simulação computacional como nos testes *ex vivo* usando máquina universal de ensaios. Entretanto os resultados da simulação também sugerem que ambos, ao contrário do observado no úmero, não terão resistência suficiente para permitir a consolidação óssea.

O presente estudo fica dessa forma com a tarefa de esclarecer se poliacetal e poliamida serão suficientes para permitir estabilidade da fratura e, por conseguinte, a consolidação óssea no fêmur, como o inferior polipropileno permitiu no úmero, no experimento realizado por De Marval (2006), ou se o pipeline desenvolvido por Rodrigues foi fidedigno em suas conclusões.

Hipótese

O sistema de haste intramedular bloqueada de poliacetal implantado em fêmur bovino, apesar de não suportar as cargas máximas no estudo de simulação computacional de elementos finitos, será capaz de possibilitar *in vivo* condições adequadas para a cicatrização óssea.

Objetivos

Desenvolver um sistema para redução interna de fraturas em diáfise do fêmur de bezerros com o uso de um polímero biocompatível na forma de haste intramedular bloqueada.

Avaliar, *in vivo*, o sistema de redução de fraturas de fêmur de bezerros com o uso de um polímero biocompatível na forma de haste intramedular bloqueada e comparar com resultados previamente obtidos por meio de análises mecânicas, *ex-vivo*, e simulação computacional pelo método de elementos finitos.

Validar, *in vivo*, o sistema de simulação computacional de elementos finitos,

desenvolvido para testar a eficácia mecânica de sistemas de redução de fraturas de fêmur em bovinos jovens.

2. Bibliografia consultada

Amplamente estudada em humanos, a haste intramedular bloqueada pode ser uma boa alternativa na medicina veterinária, principalmente nos animais de grande porte. Contudo, poucos são os estudos sobre este “instrumento”, principalmente com o uso de materiais alternativos para sua confecção.

2.1 Classificação das fraturas de ossos longos

A classificação da extensão, e do tipo de fratura, e das lesões associadas, permite a definição do melhor tratamento. Essa classificação, quando combinada com a capacitação do cirurgião, das condições das instalações e dos recursos financeiros, bem como o perfil do paciente, contribui para o sucesso terapêutico (Russel, 1996).

A primeira consideração quanto à classificação, é com relação às fraturas abertas ou fechadas. Uma fratura é considerada aberta (exposta) quando o osso estabelece um contato com o meio externo através de uma solução de continuidade na pele. Essa é considerada a forma mais grave da lesão, e as principais complicações associadas são a infecção e aumento na incidência dos danos neurovasculares (De Marval, 2006).

São propostos vários tipos de classificação de fraturas quanto ao formato, mas o mais utilizado é o AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesfragen: association for the Study of Internal Fixation), sistema que classifica as fraturas de ossos longos baseado na morfologia da linha de fratura. Esse sistema divide as fraturas em 3 grupos básicos. O tipo A ou fraturas simples, o tipo B ou em cunha e o tipo C ou fraturas de

padrão complexo. Cada grupo é dividido em subgrupos conforme exposto na tabela 1

(Russel, 1996; Paccola, 1998; De Marval, 2006).

Tabela 1: Classificação de fraturas de ossos longos em humanos segundo a AO/ASIF

Tipos de fratura	Características
A1	Simples espiral
A2	Simples oblíqua
A3	Simples transversa
B1	Cunha espiral
B2	Cunha curva
B3	Cunha fragmentada
C1	Complexa em espiral
C2	Complexa fragmentada
C3	Complexa irregular (cominutiva)

Adaptado de Rodrigues, (2008).

2.2 Reparo de fratura óssea

A consolidação de uma fratura é um dos mais notáveis processos de reparo do organismo de indivíduos vertebrados, pois dela não resulta somente uma cicatrização, mas uma reconstituição do tecido lesado em outro semelhante à sua forma original (Carvalho et al., 1993).

O processo de reparação de um osso fraturado é dependente de suprimento sanguíneo adequado, do sinal que atrai as células formadoras de osso para a fratura e do fenômeno de remodelagem que produz um osso restabelecido que é indistinguível do osso intacto (Wasserman et al., 1996). Esse processo envolve inúmeras células com um complexo sistema de sinalizadores que estão descritos a seguir.

2.2.1 Células osteoprogenitoras e suas funções na remodelagem da fratura

As células envolvidas na reparação de fraturas são os osteoblastos, os osteoclastos, os osteócitos e as células de revestimento ósseo. Todas essas células possuem funções distintas, mas interdependentes.

2.2.2 Osteoblastos

A função primária dos osteoblastos é a síntese e a secreção de componentes da matriz orgânica óssea e, além disso, a participação na mineralização da matriz orgânica. Essas células apresentam configuração cubóide e possuem retículo endoplasmático rugoso em abundância, numerosas mitocôndrias e um aparelho de Golgi proeminente, todos característicos de células envolvidas na síntese e liberação de proteínas. Os osteoblastos produzem colágeno, o principal componente da matriz orgânica, e outros componentes orgânicos (Wasserman et al., 1996).

2.2.3 Osteócitos

Os osteócitos são células derivadas diretamente dos osteoblastos que se tornam circundadas pela matriz óssea. Os osteócitos, dentro do osso mineralizado, são encontrados em lacunas e se comunicam com outros osteócitos e com células de superfície óssea através de processos citoplasmáticos e de junções íntimas (*gap junctions*). Esses processos ocupam os

canalículos e penetram através da matriz mineralizada do osso. Os osteócitos possuem potencial tanto para formar o tecido ósseo como para reabsorver a superfície óssea da sua lacuna: a função particular é determinada pelo estímulo extracelular. Na fase de formação, os osteócitos apresentam retículo endoplasmático rugoso proeminente e, na fase de reabsorção, o retículo endoplasmático é menos aparente (Wasserman et al., 1996).

2.2.4 Osteoclastos

Continuamente, o osso está sendo absorvido por osteoclastos, que são grandes células fagocitárias, multinucleadas, derivadas de monócitos ou células semelhantes a monócitos formadas na medula óssea. Os osteoclastos estão normalmente ativos sobre menos que 1% das superfícies ósseas de um adulto (Guyton & Hall, 1997).

Histologicamente, a absorção óssea ocorre adjacente aos osteoclastos e, para a absorção, os osteoclastos emitem projeções semelhantes a vilosidades em direção ao osso. As vilosidades secretam dois tipos de enzimas proteolíticas, liberadas a partir de seus lisossomos e vários ácidos, inclusive ácido cítrico e ácido láctico, liberados pelas mitocôndrias e vesículas secretoras. As enzimas dissolvem a matriz orgânica do osso, e os ácidos causam a dissolução de sais ósseos. As células osteoclásticas também englobam por fagocitose diminutas partículas de matriz óssea e cristais, dissolvendo-os também e liberando os produtos para a corrente sanguínea (Guyton & Hall, 1997).

2.2.5 Células de revestimento ósseo

Estas células recobrem as superfícies ósseas que não estão sofrendo formação ou reabsorção. As células de revestimento são mais achatadas do que os osteoblastos,

parecem ser relativamente mais inativas e acredita-se que constituam uma “pseudo membrana”, separando a superfície óssea dos fluídos extracelulares nas regiões que não estão cobertas por outros tipos de células ósseas. Acredita-se que as células de revestimento ósseo poderiam ser precursoras dos osteoblastos e ter uma função de regulação no processo de formação óssea (Wasserman et al., 1996).

2.3 Equilíbrio entre deposição e reabsorção óssea

Normalmente, as taxas de deposição óssea e absorção são equivalentes em ossos de indivíduos adultos saudáveis, de modo que a massa total de osso permanece constante. Os osteoclastos usualmente se encontram em pequenos aglomerados e, uma vez que esse aglomerado começa a se desenvolver, geralmente corrói o osso durante cerca de três semanas, formando uma espécie de túnel que varia em diâmetros de 0,2 a 1 mm, com vários milímetros de comprimento. Ao final deste tempo, os osteoclastos desaparecem e o túnel é invadido por vasos sanguíneos e osteoblastos que produzem nova matriz. Essa deposição ocorre durante vários meses, com o osso novo sendo depositado em círculos concêntricos de camadas sucessivas (lamelas) nas superfícies internas da cavidade, até que o túnel esteja completamente preenchido. A deposição do osso novo cessa quando o osso começa a invadir a área dos vasos sanguíneos que suprem a região. O canal por onde correm esses vasos é chamado de canal de Havers (Guyton & Hall, 1997).

2.4 Fases da cicatrização óssea

De maneira simplificada, a consolidação das fraturas ocorre em três fases intimamente integradas e sequenciais.

2.4.1 Fase inflamatória

É a primeira etapa no reparo das fraturas e tem duração média de duas a três semanas, sendo considerada pré-requisito para a fase subsequente. Qualquer impedimento na fase inflamatória fará com que a reparação tecidual fique comprometida (Mc Clure, 1998).

Na fratura, os tecidos moles, incluindo o perióstio e o endóstio, estão dilacerados e alguns dos vasos sanguíneos estão rompidos. A hemorragia é seguida por formação de coágulo. Alguns dos vasos rompidos são os que penetram no canal de Havers na linha de fratura e aqueles que suprem o perióstio e o endóstio. Em virtude da interrupção do aporte sanguíneo, há falta de oxigênio e nutrientes e os osteócitos na região da fratura necrosam. Isto é revelado histologicamente pela presença de lacunas vazias. O perióstio e a medula óssea também ficam necrosados pelos mesmos motivos, a falta de suprimento sanguíneo (Wasserman et al., 1996).

O hematoma é organizado, e, com o fluxo de células polimorfonucleares e pluripotentes, o tecido fibrovascular do coágulo é substituído por fibras de colágeno. Seguem-se a reabsorção do tecido necrótico e a proliferação e diferenciação das células osteoprogenitoras do perióstio, do endóstio e da medula óssea em fibroblastos, condroblastos e osteoblastos (Mendes et al., 2001).

2.4.2 Fase reparatória

A fase reparatória da fratura pode durar de 2 a 12 meses para se concretizar e é caracterizada pelo aumento no diâmetro das extremidades fraturadas, constituído por tecidos fibroso, cartilaginoso e ósseo, e denominado calo (Mc Clure, 1998).

Logo após a fase inflamatória aguda, os fagócitos começam a remover os componentes do coágulo sanguíneo, as células sanguíneas e o tecido necrosado. À medida que os vasos sanguíneos proliferam e começam a se direcionar para a região da fratura, o processo de osteogênese inicia-se, enfatizando a necessidade de suprimento sanguíneo adequado para a formação óssea (Wasserman et al., 1996, Mendes et al., 2001).

Além dos osteoblastos, novos osteoblastos são formados a partir das células osteoprogenitoras. Portanto, em pouco tempo, surgem entre as duas extremidades fraturadas do osso, uma proeminência de tecido osteoblástico e uma nova matriz óssea orgânica, seguindo-se, de deposição de sais de cálcio. Nessa fase o calo é chamado de ósseo (Guyton & Hall, 1997).

Vários fatores, reconhecidamente, afetam a qualidade do calo ósseo formado, entre eles: a intensidade da lesão tecidual associada, a drenagem do hematoma adjacente ao foco de fratura, o tipo de osso envolvido e sua vascularização (Carvalho et al., 1993), o tipo de fratura, a tração excessiva dos segmentos fraturados, a perda óssea e o grau de mobilidade do fragmento, além da possível presença de doenças metabólicas e carências e uso de medicamentos (Mendes et al., 2001).

2.4.3 Fase de remodelação óssea

A fase de remodelação óssea inicia-se na metade da fase reparatória. É caracterizada pela conversão do calo desorganizado, formado na fase reparatória, para organização do sistema de osso lamelar, similar ao osso normal (Markel, 1996; De Marval, 2006).

Para que ocorra a fase de remodelação, é necessário que o osso depositado de forma desorganizada seja reabsorvido pelos osteoclastos. Os primeiros locais de ação

dessas células são as extremidades da fratura, onde, durante as três primeiras semanas após a injúria, parece ocorrer um aumento da área fraturada (Markel, 1996).

2.5 Princípios básicos de osteossíntese

Em 1958, o grupo AO na Suíça, sob a influência da ortopedia belga e com o apoio do Seguro Social do país, demonstrou que o tratamento cirúrgico das fraturas diafisárias do fêmur em humanos poderia oferecer melhores resultados funcionais, com redução do tempo de afastamento das atividades profissionais e das indenizações por incapacidade. Isso levou ao desenvolvimento de um novo conceito para o tratamento das fraturas em geral. Dito de outra maneira, o tratamento das fraturas passou a priorizar a recuperação funcional simultânea à consolidação (Hungria Neto, 1996).

Após realizações de pesquisas, o referido grupo conseguiu provar de maneira científica que era possível manter a função mediante a utilização ativa do membro operado durante o processo de consolidação e, como resultado disso, estabeleceram quatro princípios básicos que são: 1) redução anatômica dos fragmentos; 2) osteossíntese rígida (fixação com placa); 3) técnica atraumática que preserva o máximo o suprimento sanguíneo; 4) movimentação ativa, precoce e indolor (Hungria Neto, 1996).

Entretanto, alguns ortopedistas, apesar de seguirem rigorosamente esses conceitos, começaram a priorizar a mecânica das fraturas e as imagens radiográficas e se esqueceram da biologia, o que foi um erro. Infecções, perda da redução, afrouxamento ou ruptura dos implantes por fadiga e pseudoartrose começaram a prejudicar a credibilidade das técnicas de osteossíntese utilizadas (Hungria Neto, 1996).

Após anos, com estudos e entendimentos da biologia, esses conceitos ainda perduram, mas com inclusão de novos princípios que são: 1) redução anatômica - significa restituir o comprimento e os eixos nas fraturas diafisárias, sem preocupação de retornar cada fragmento a sua posição original; 2) osteossíntese estável em lugar de osteossíntese rígida - significando que não é importante a estabilidade absoluta, inatingível na maioria das vezes, mas sim fixação que confira estabilidade suficiente para permitir a movimentação e não prejudicar a consolidação; 3) técnica atraumática - cuidado com a manipulação e manutenção da vascularização tecidual desde a pele até o osso deve ser a preocupação primeira e mais importante durante o ato cirúrgico; 4) mobilização ativa precoce e indolor - continua indispensável, com todo seu valor como meta para manter a função completa do membro acometido de maneira permanente (Hungria Neto, 1996).

2.5.1 Uso de haste intramedular bloqueada em fraturas de ossos longos

O sistema de haste intramedular foi desenvolvido com os objetivos de promover adequado ajuste da haste com o endóstio, ser resistente o suficiente para suportar o peso, preservar a função óssea e ser implantado sem intervenção no foco da fratura. No entanto, ainda havia uma inconveniência relativa à instabilidade rotacional no foco de fratura. Desenvolveram-se para solucionar esse problema, uma haste intramedular com um orifício no segmento proximal e outro no segmento distal, os quais eram bloqueados por parafusos transcorticais, e, o sistema passou a ser chamado haste intramedular bloqueada. Segundo Mc Clure et al. (1998) e De Marval (2006), por esses motivos, a osteossíntese intramedular é considerada a melhor opção para o tratamento das fraturas

do fêmur, do ponto de vista anatômico, funcional e fisiológico de acordo com o relatado por.

Além das vantagens já citadas anteriormente, Oliveira et al. (1994) relataram que, em determinados tipos de fraturas, a estabilização com hastes convencionais é deficiente, especialmente nas fraturas diafisárias distais e cominutivas e, segundo os autores os sistemas de haste intramedular bloqueada expandiram as indicações da osteossíntese intramedular nas fraturas diafisárias do fêmur.

Mesmo após algumas décadas, os conceitos e princípios básicos introduzidos no sistema de fixação intramedular são praticamente os mesmos, o que não impediu, porém, modificações na forma e materiais das hastes e o aprimoramento na técnica cirúrgica (De Marval, 2006; Rodrigues, 2008). Um exemplo disso ocorre na medicina humana, com o desenvolvimento de diversos tipos de hastes intramedulares e implantes, aprimoramento e modificação das técnicas cirúrgicas, elevando conseqüentemente os índices de sucesso (Rosseti et al., 1994).

Por outro lado, o correto posicionamento de hastes intramedulares nos ossos fraturados demanda utilização de equipamentos de custo elevado (intensificador de imagem, aparelho de radioscopia, mesa ortopédica), e esses aparelhos podem afetar o paciente e a equipe cirúrgica com altos índices de radiação (Morelli et al., 1993; Oliveira et al., 1994; Rossetti et al., 1997).

Pensando nesses inconvenientes Fernandes et al. (1997) desenvolveram uma técnica pela qual se faz a retirada de um “pequeno disco ósseo” (retirada de um fragmento ósseo formando um orifício em uma das faces do osso) na região distal do fêmur de humanos para visualização dos orifícios da haste. Os autores testaram esta metodologia em 36 pacientes com fraturas cominutivas e

instáveis rotacionalmente. Dessas, 32 foram estáticas, enquanto quatro mostraram algum grau de instabilidade e retardo na consolidação óssea durante a evolução. Clínica e radiologicamente, 94,4% evoluíram para a consolidação óssea enquanto duas não consolidaram. Os mesmos autores restringem a utilização dessa técnica para fraturas simples de diáfise do fêmur, pois a retirada da “rolha óssea” poderia diminuir a resistência do osso às forças a ele aplicadas.

Outro estudo semelhante em humanos, também visando minimizar o uso de aparelhos de valor elevado, foi realizado por Oliveira et al. (1994). Os autores realizaram a colocação de parafusos no bloqueio distal do membro através de abertura de uma “janela na cortical lateral do fêmur” (retirada de um fragmento ósseo em uma das corticais laterais do osso criando assim um orifício nesta região), totalizando 26 procedimentos. Desses, somente dois tiveram problemas no ato cirúrgico e a consolidação do fragmento corticoesponjoso ocorreu entre o 1º e o 2º meses de pós-operatório.

Além do método de colocação dos parafusos, também existem estudos avaliando os tipos e a quantidade de parafusos que devem ser utilizados como na pesquisa realizada por Lin et al. (2001). Esse estudo visou comparar hastes bloqueadas por um ou dois parafusos no bloqueio distal sendo avaliados por meio de uma máquina de testes universal. Fêmures de cadáver humanos osteotomizados foram submetidos a diferentes tipos de forças a fim de comparar as resistências das hastes. Concluiu-se que as hastes com dois parafusos no bloqueio distal se mostram mais eficazes, conferindo maior estabilidade ao foco de fratura.

Na espécie equina, Gomes et al. (2004) descreveram o uso de haste intramedular no tratamento de uma fratura da linha

epifisária do fêmur de um pônei com relativo sucesso até aos 35 dias pós-operatório, relatando a importância do uso de hastas intramedulares para o tratamento desses tipos de fraturas, além da possibilidade do uso de placas de compressão e fixação interna.

2.6 Fratura de fêmur em bezerros

As fraturas de fêmur em bezerros, geralmente, ocorrem após o parto e representam grandes desafios para o cirurgião veterinário devido a diversos fatores relacionados ao paciente, as características das fraturas, as condições hospitalares e também relacionados aos custos do tratamento.

2.6.1 Apresentação clínica e diagnóstica

Fraturas de fêmur são comuns em bezerros neonatos (Ames, 1981; Jean et al., 1992; Trostle & Markel, 1996). Diversas fraturas ocorrem durante o parto, logo após o nascimento do bezerro e em alguns casos em intervenções durante distocias. Em animais jovens ocorrem, geralmente, por acidentes relacionados a trauma durante a estabulação e transporte desses animais. Já em bovinos adultos, são incomuns e estão relacionadas às patologias ósseas e traumas (Crawford e Fretz, 1985; Trostle & Markel, 1996). Geralmente as regiões do terço médio da diáfise do fêmur são os locais onde ocorrem essas fraturas (Ames, 1981;).

Fraturas do fêmur resultam em área extensa de edema, formação de hematoma e crepitação. O animal apresenta claudicação de grau elevado e dependendo do número de fragmentos e ou tipo de fratura, na maioria das vezes não apoia o membro. Quando apoia, o passo se apresenta encurtado devido à dor durante o apoio e, também, pela lesão da musculatura do quadríceps. No diagnóstico diferencial,

afecções que causam claudicação devido a problemas em estruturas proximais dos membros pélvicos, como luxação e artrite séptica da articulação coxofemoral devem ser lembradas (Jean et al, 1992; Trostle & Markel, 1996).

O diagnóstico definitivo de fratura de fêmur pode ser confirmado por imagens radiográficas, na qual a anestesia geral pode ser necessária. Após posicionamento do animal em decúbito, devem ser realizadas imagens radiográficas nos planos latero-medial e crânio-caudal (Trostle & Markel, 1996).

Os tipos de fraturas de fêmur mais comumente reportados são as oblíquas, em espiral da região do terço médio da diáfise, as oblíquas e transversas da metáfise distal e ainda menos incomum, são encontrados alguns relatos de fraturas da região da diáfise proximal. Fraturas cominutivas são comumente observadas em imagens radiográficas de alta qualidade e devem ser sempre consideradas quando o tratamento de escolha for o cirúrgico. Fraturas em espiral e oblíquas são geralmente causadas por forças que promovem movimentos de rotação ou flexão do osso. As razões de alta prevalência de fraturas em metáfise e diáfise não são bem entendidas, mas talvez possam ser causadas por forças que promovam movimentos de rotação do fêmur (Trostle & Markel, 1996).

2.6.2 Tratamento para as fraturas do fêmur de bezerros

Diversas técnicas cirúrgicas estão bem descritas na literatura para reparação de fraturas de fêmur de bezerros neonatos. Fixação das fraturas do fêmur ainda é um desafio para o cirurgião veterinário, particularmente quando em animais neonatos. Isso porque, esses animais apresentam baixa densidade óssea e camada cortical fina o que dificulta a fixação de placas e parafusos. Ainda, o canal medular assimétrico, deslocamento de fragmentos

ósseos fraturados, hemorragia extensa e danos periosteais, são potenciais agravantes no pós-operatório desses animais (Trostle & Markel, 1996), concomitantemente com a dificuldade de imobilização do membro e risco elevado de septicemia (Ames, 1981).

2.6.3 Tratamento conservador das fraturas de fêmur

O tratamento convencional para animais com fraturas de fêmur consiste basicamente no confinamento do animal em baias e estábulos, já que a imobilização externa é difícil de ser realizada devido à musculatura da coxa. A consolidação óssea, quando o método conservador é utilizado, é consideravelmente demorada, quando comparada a outras formas de tratamento, e depende de fatores como idade, tamanho e peso do animal. A fratura não se consolida com o tratamento conservador quando ocorre angulação demasiada dos fragmentos e o encurtamento do membro, o que geralmente acontece em fraturas complexas (Trostle & Markel, 1996).

O manejo das fraturas de fêmur com terapias conservadoras está associado com claudicação crônica no membro afetado e sobrecarga com comprometimento do membro contra lateral. Considera-se que o tratamento conservador de fratura de fêmur geralmente demanda período prolongado, debilitante, e de dor, o que determina freqüentemente prognóstico desfavorável (Trostle & Markel, 1996).

2.6.4 Talas de gesso e muletas

Muletas de Thomas e aparelhos de gesso são pouco utilizados como métodos primários de reparação em fraturas de fêmur por não se estenderem proximalmente ao membro, não oferecendo, assim, estabilidade suficiente (Trostle & Markel, 1996).

2.6.5 Fixação externa transcortical do fêmur

Fixação externa por meio do uso de pinos transcorticais tem sido utilizada para reparar fraturas diafisárias de fêmures de bezerros. Anatomicamente, a fixação unilateral do membro é a única forma de fixação externa que pode ser utilizada nesse osso. Inconvenientes associados à fixação externa são os afrouxamentos de parafuso e placas metálicas fixados em áreas infectadas e osteomielite (Trostle & Markel, 1996). Em um estudo realizado por Ames (1981), onde esse autor comparou algumas formas de fixação de fratura de fêmur em bezerros jovens, o grupo tratado com fixação externa mostrou em alguns casos a não união óssea e alta incidência de osteomielite.

2.6.6 Parafusos e placas ósseas

Placas metálicas e parafusos ósseos tal como placas de compressão dinâmicas, placas “cabeça de cobra”, placas de lâminas anguladas e placas condilares têm sido utilizadas com baixo sucesso na reparação de fraturas de fêmur. Complicações associadas com placas e parafusos estão secundariamente relacionadas à pobre densidade óssea em fêmures de bezerros, não fixação de parafusos corticais e subseqüentemente falhas de fixação. Em uma tentativa para aumentar a interface do parafuso cortical uma arruela tem sido recomendada para reduzir a não fixação do parafuso (Trostle & Markel, 1996).

2.6.7 Pinos Intramedulares e hastes intramedulares bloqueadas

Pinos intramedulares são comumente utilizados para reparação de fraturas de fêmures em bezerros, contudo complicações como migração dos pinos, osteomielite e instabilidade rotacional podem ocorrer. A associação de pinos

intramedulares com fios de cerclagem e fixação externa é geralmente utilizada, minimizando essas complicações. Os pinos geralmente utilizados são de tamanhos de 4.8 ou 6.35 mm de diâmetros e 30 cm de comprimento, e podem ser utilizados dois ou mais pinos concomitantemente. Dentre as vantagens da utilização de pinos intramedulares pode-se citar a forma de colocação normógrada desses implantes que, não interferem no foco da fratura e não necessitam de grandes incisões (Trostle & Markel, 1996).

O uso clínico das hastes intramedulares bloqueadas em bovinos ainda é bastante limitado. Alguns estudos científicos têm sido realizados, alguns deles utilizando ossos bovinos apenas como modelos para desenvolvimento de protótipos a serem utilizados em humanos. Contudo, Trostle et al. (1995) realizaram um estudo, *in vitro*, com fêmures de bezerros e compararam a resistência biomecânica e a eficiência de haste intramedular sólida com a de uma haste intramedular cilíndrica. A haste sólida foi superior à haste cilíndrica nos testes de forças no sentido crânio-caudal, compressão e estiramento, enquanto que a haste cilíndrica se mostrou mais eficiente no teste de torção. A haste sólida mostrou resultados semelhantes ao do fêmur intacto quando submetida ao teste de força lateromedial. Contudo nos outros resultados, comparando a haste sólida com osso intacto, o fêmur intacto se mostrou superior. Nesse estudo, os autores descrevem a existência de pouca literatura sobre o tema e indica a necessidade de realização de mais trabalhos referentes às fraturas no fêmur de bovino e ao estudo de técnicas cirúrgicas para osteossíntese dessa mesma estrutura.

Na medicina veterinária atual, as pesquisas têm sido conduzidas no sentido de desenvolver sistemas de haste intramedular bloqueada adequados a esses ossos, que seriam aplicadas sem a necessidade de outro tipo de imobilização. Um dos

principais problemas tem sido o elevado custo. Os materiais mais utilizados na fabricação das hastes são o aço inoxidável e o titânio, que agregam à mesma um preço bastante elevado. Hastes mais modernas utilizam o titânio, conferindo maior resistência e menor peso. No entanto, os custos dos materiais em titânio são bem mais elevados quando comparados ao aço inoxidável. O uso de hastes metálicas também pode implicar em aumento de custo pela necessidade de uma segunda cirurgia para retirada desse implante (De Marval, 2006; Rodrigues, 2008).

Recentemente, buscando materiais alternativos para confecção de hastes intramedulares, De Marval (2006) testou, em experimentos *ex vivo* e *in vivo* realizados em úmeros de bezerros osteotomizados, a fixação da fratura por meio de uma haste intramedular de polipropileno. O sistema proposto por De Marval demonstrou ser uma opção para reparação de fraturas de ossos longos da respectiva espécie. O autor relata o baixo valor financeiro do material utilizado na confecção da haste e na técnica que não necessita de materiais sofisticados, o que a torna viável para medicina veterinária.

3. Material e Métodos

Esse trabalho é o resultado de um projeto desenvolvido em parceria a Escola de Veterinária (EV) e a Escola de Engenharia Mecânica (EEM) da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG).

Com o intuito de desenvolver uma haste intramedular bloqueada confeccionada a base de polímeros biocompatíveis, dez diferentes amostras desse material foram testadas através de programas computacionais e testes mecânicos de compressão e flexão de três pontos em máquina de ensaio universal no Laboratório Robert Hooke da Fundação Centro

Tecnológico de Minas Gerais (CETEC). Após término desses testes apenas um dos polímeros foi selecionado para confecção da haste e, para completo entendimento e comprovação de sua eficiência foi testado *in vivo*.

3.1 Animais e instalações

Os bezerros foram mantidos em baias no Hospital Veterinário da Escola de Veterinária da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG). Utilizaram-se o bloco cirúrgico, equipamentos básicos para a anestesia, cirurgia, e radiologia. O experimento foi aprovado pela Comissão de Ética Experimental Animal (CETEA), sob parecer de nº CETEA/UFMG 145/04.

Foram utilizados cinco bezerros machos, puro sangue da raça Holandesa, pesando $90,5 \pm 8,7$ kg, com idade entre 85 a 100 dias de vida oriundos da Fazenda True Type, localizada no município de Inhaúma – Minas Gerais. Após realização de exames clínicos e hematológicos de rotina, esses animais foram mantidos por um período de quinze dias em regime alimentar padronizado a base de ração, com de 16% de proteína bruta alimentados com 1kg duas vezes ao dia, feno de Tifton (*Cynodon dactylon*) e água à vontade.

3.2 Anestesia, controle da dor e medicação pós-cirúrgica

Após 24 hs de jejum, os animais foram pré-medicados com cloridrato de xilazina 2% (0,05mg/kg, IM) e a anestesia geral induzida com cloridrato de cetamina 10% (1,5 mg/kg, IV) e mantida com isoflurano volatilizado em oxigênio por um vaporizador termo-compensável em circuito semi-fechado conectado a sonda oro-traqueal. Antes da recuperação da anestésica e em intervalos de 12hs, foi administrado cloridrato de tramadol (1mg/kg, IM), por um período de três dias,

segundo protocolo descrito por De Marval, (2006).

3.3 Cirurgia para indução da fratura e inserção da haste

Sob anestesia geral, com o bezerro em decúbito lateral direito, foi realizada uma incisão de pele linear que se iniciava caudalmente ao trocânter maior do fêmur esquerdo e se estendia até o epicôndilo lateral. Em seguida, foi feito um plano de dissecação paralelo à borda cranial do bíceps femoral e o tensor da fáscia lata. Abaixo a essas estruturas encontrava-se o músculo vasto lateral que foi rebatido para exposição da diáfise do fêmur seguindo o modelo descrito por Trostle et al. (1996).

Após a exposição do fêmur, foi induzida uma fratura na diáfise na transição entre os terços proximal e médio, de forma oblíqua. A secção do osso foi realizada em sentido crânio-proximal para caudo-distal com fio serra Gigue, em um ângulo aproximadamente de 40 graus em relação ao eixo longitudinal do osso, sendo o ponto inicial de corte localizado 3,0 cm distalmente ao trocânter maior em sua face lateral.

A escolha da indução da fratura na diáfise do fêmur, num ângulo de 40 graus no sentido crânio-proximal para caudo-distal, ocorreu em função do relato de Trostle e Marke (1996), de que o principal tipo de fratura no fêmur de bezerros é a simples oblíqua no terço médio proximal da diáfise.

A fratura foi fixada pela introdução retrógrada da haste de poliacetal de 12mm de diâmetro (autoclavada durante 30 min. a 134 °C, pressão 2,0 mmHg), após a fresagem do canal medular com auxílio de uma broca de aço de mesmo diâmetro. Essa abertura foi realizada na extensão do canal medular tanto no fragmento distal como no proximal estendendo-se até criar um orifício na fossa trocântérica. Após

colocação retrograda da haste, sua extremidade foi identificada por palpação e a pele e a musculatura incididas para promover a exposição da haste. A haste então foi inserida no sentido proximal até

que sua extremidade distal ficasse no nível da fratura. A partir desse momento, as extremidades ósseas fraturadas foram reduzidas (Figura 1) e a haste rebatida no sentido distal até alcançar o osso esponjoso.

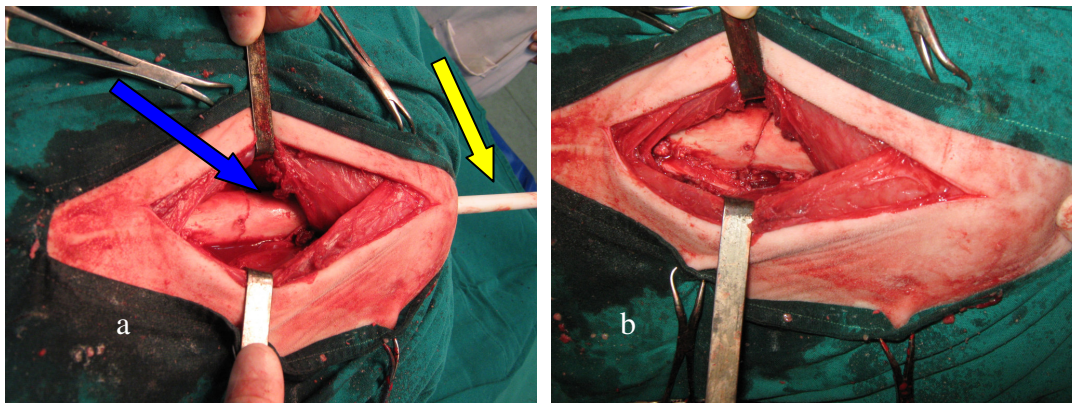


Figura 1: Alinhamento das extremidades ósseas fraturadas para rebatimento da haste para posterior fixação dos parafusos; a) note (seta amarela) haste saindo pela pele após passar pela fossa trocântérica e musculatura na região dorsal ao trocânter maior e, (seta azul) extremidades fraturadas; b) redução da fratura após rebatimento da haste no sentido distal do canal medular.

Para o bloqueio da haste foram utilizados dois parafusos ósseos corticais de aço inoxidável 4,5 mm em cada fragmento, colocados de forma transversal ao eixo do osso e inseridos a partir da face lateral, de forma a fixar a cortical de ambos os lados (Figura 2). Esse procedimento foi realizado após perfuração tanto da cortical quanto da haste por meio de uma broca do diâmetro de 4,0 mm acoplada a uma furadeira

elétrica. Antes da inserção dos parafusos, foi passado o macho de 4,5 mm para abrir rosca nas corticais e haste e em seguida utilizou-se um medidor de profundidade para aferir o tamanho do parafuso a ser utilizado. Após o bloqueio, a parte externa da haste, que ficou exposta acima da fossa trocântérica, foi aparada com auxílio do fio serra.

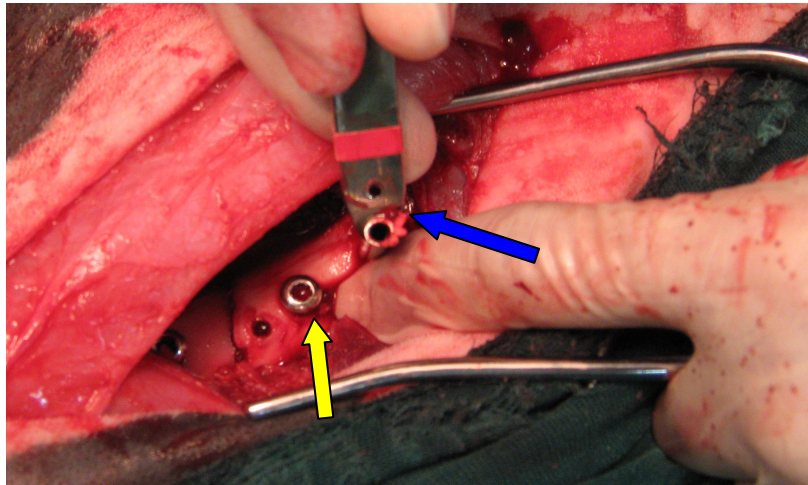


Figura 2: Parafuso transcortical inserido a partir da face lateral do fragmento proximal do fêmur fraturado (setas amarela), e a utilização de um guia de broca para realização da perfuração da cortical e haste intramedular (seta azul).

Terminada a fixação da fratura, a musculatura, e o tecido subcutâneo das incisões laterais e da região da fossa trocântérica foram aproximados por meio de suturas simples contínuas utilizando fio de poliglicólico nº0. As incisões de pele foram aproximadas usando sutura simples separada com fio de poliamida 0,40mm. Todos os animais receberam cefoquinoma (1,0 mg/kg, IM) e fenilbutazona (4,4mg/kg, IV), uma hora antes do procedimento cirúrgico e, em intervalos de 24 hs, por mais 4 dias seguindo protocolo citado por De Marval, 2006.

3.4 Avaliação pós-operatória

Imediatamente após a recuperação anestésica, os animais foram avaliados quanto à capacidade de retorno à posição de estação quadrupedal, deambulação e à presença de sinais de dor e desconforto mediante a palpação e flexão do membro fraturado. Diariamente, foram realizados exames clínicos a fim de monitorar a condição geral de cada animal, a presença e o grau de claudicação, as condições da ferida cirúrgica e possíveis sinais de dor e desconforto em estação.

Para as avaliações clínicas do grau de dor no foco da fratura e claudicação foi utilizado um sistema de escores de 1 a 5 e 0 a 5 respectivamente, conforme tabela 2.

Tabela 2: Parâmetros para avaliações clínicas de escores do grau de claudicação e do grau de dor no foco da fratura.

Avaliação clínica de claudicação e grau de dor no foco de fratura		
Escores	Grau de claudicação	Grau de dor no foco de fratura
Zero	Ausente	*
Um	Difícil percepção ao trote	Ausente
Dois	Perceptível somente ao trote	Discreta
Três	Perceptível ao passo	Leve
Quatro	Muito evidente ao passo	Moderada
Cinco	Não apóia o membro no chão	Intensa

* Escore ausente para o parâmetro de grau de dor no foco de fratura

Adaptado: De Marval, 2006.

Exames radiológicos foram realizados durante o pós-operatório imediato e aos 20, 40, e 60 dias, usando incidência latero-medial (70Kv, 30mAp). A análise dos achados radiológicos concentrou-se principalmente em verificar a posição adequada dos implantes, a formação do calo ósseo e possíveis complicações como desalinhamento da linha de fratura, migração do implantes, possível sobreposição das extremidades fraturadas sinalizando falha da haste e ou quebra de parafusos.

Para a avaliação ultra-sonográfica utilizou-se como padrão as imagens dos membros obtidas anterior a indução da fratura. Foram coletadas imagens da cabeça do fêmur (plano transversal em relação à diáfise do fêmur) e da região localizada cinco centímetros abaixo do trocânter maior, o

terço médio proximal da diáfise do fêmur (plano longitudinal a sua própria diáfise).

Exames ultra-sonográficos também foram realizados 07 dias antes (controle) e aos 20 e 40 dias do período pós-operatório. Para tanto, utilizou-se um aparelho Kaixin ® KX5100V, equipado com transdutor linear de 7,5 mhz, a fim de visualizar possíveis alterações da articulação coxo-femoral e alinhamento das extremidades das fraturas. Na realização dos exames ultra-sonográficos os animais foram mantidos em estação com contenção física (peias). Na região da articulação coxo-femoral o transdutor era posicionado paralelo à linha do dorso dos bezerros e para o exame da diáfise do fêmur o transdutor era posicionado paralelo ao eixo longitudinal ao osso como demonstrado na Figura 3. Tanto as imagens ultra-sonográficas como as radiográficas foram digitalizadas e posteriormente armazenadas.

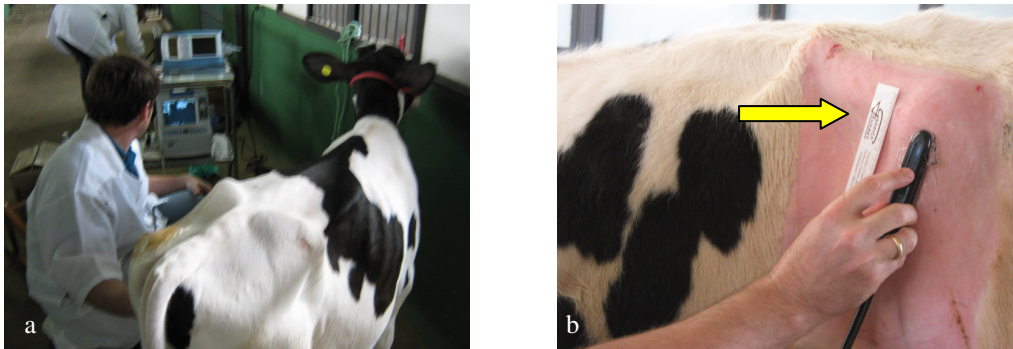


Figura 3: Avaliação ultra-sonográfica: a) realização do exame ultra-sonográfico mostrando posicionamento do bezerro; b) exame longitudinal da diáfise do fêmur, note posicionamento da probe e a presença de uma régua (seta amarela) para orientação da região a ser examinada.

Nos animais que apresentaram complicações mais severas como desalinhamento das extremidades ósseas e ou fratura da haste de poliacetal, uma ou duas novas intervenções cirúrgicas, dependendo do caso, foram realizadas para remoção dos implantes danificados e nova fixação óssea com a metodologia descrita anteriormente, utilizando o mesmo material ou poliamida 6,6 como haste, conforme representado na Tabela 3.

3.5 Análise estatística dos dados

Os dados referentes aos exames clínicos e laboratoriais foram tabulados e analisados estatisticamente. Os dados paramétricos foram submetidos à análise de variância em blocos ao acaso e os não paramétricos foram submetidos ao teste de Friedman. A comparação das médias de cada tempo foi realizada pelo teste de Tukey, considerando $P < 0.05$.

4. Resultados

4.1 Anestesia

O jejum de 24 h pré-operatório mostrou-se eficaz, visto que nenhum dos animais apresentou refluxo durante os períodos trans e pós-operatório, o que poderia

induzir problemas respiratórios como broncopneumonias e timpanismo.

A manutenção anestésica utilizando isoflurano vaporizado em oxigênio se mostrou eficiente, visto que todos os animais mantiveram-se estável e em plano anestésico que permitiu a realização da técnica cirúrgica proposta nesse trabalho.

Os bezerros retornaram movimentos voluntários cerca de 10 minutos após o término da oferta de isoflurano. Sialorréia discreta foi observada no período entre a retirada da sonda orotraqueal e a recuperação da consciência. Todos os animais iniciaram deambulação utilizando o membro com a fratura de fêmur, ainda com grau de claudicação tipo IV, imediatamente depois de adotada a posição de estação.

4.2 Técnica cirúrgica e haste intramedular bloqueada

A abordagem cirúrgica, conforme a descrita por Trostle (1996), possibilitou fácil acesso ao fêmur e indução das fraturas, bem como a osteossíntese pela técnica proposta nesse trabalho.

A técnica retrógrada para colocação da haste intramedular bloqueada foi eficaz e permitiu alinhamento das extremidades

ósseas. Contudo, não foi possível seccionar a haste rente ao trocâter maior, havendo uma sobra de aproximadamente 4 cm em todos os casos.

A introdução dos parafusos no tecido ósseo de forma a centralizar a perfuração da haste de polímero sem o uso de um gabarito e ou um aparelho intensificador de imagem foi desafiadora no trans-operatório, mas mesmo sem esses equipamentos foi possível a perfuração da haste e colocação dos parafusos em todos os procedimentos cirúrgicos realizados.

4.3 Período pós-operatório

Conforme observado na Tabela 3, das cinco hastes de poliacetal implantadas pela primeira vez, quatro hastes fraturaram aos 3, 6 e 11 dias após a cirurgia. Em dois animais que tiveram o mesmo material reimplantado, novas fraturas ocorreram 3 e 9 dias após a segunda cirurgia. Quatro

animais tiveram a poliamida implantada, dois após terem uma haste de poliacetal fraturada e os outros dois após a fratura da segunda haste de poliacetal. Desses, o número 30 apresentou fratura da haste de poliamida 14 dias após a terceira cirurgia e o número 55 apresentou fratura 12 dias após a segunda cirurgia. Para o bezerro 30 o experimento foi interrompido nesse momento e o animal submetido à eutanásia por questões referentes ao seu bem estar e o bezerro 55, devido às boas condições clínicas e estabilidade da fratura, foi mantido vivo sem a necessidade de nova cirurgia.

As hastes de poliacetal sofreram fraturas no parafuso distal do fragmento proximal do fêmur (três animais), e no parafuso proximal do fragmento distal da fratura (dois animais), mostrando que estes pontos sofrem maior sobrecarga de forças na região próxima da linha da fratura.

Tabela 3 – Procedimentos cirúrgicos realizados nos bezerros, mostrando o dia da cirurgia e o material utilizado.

Bezerro		Procedimento cirúrgico			
		1°	2°	3°	4°
1	Dia(D)	D0	D6	x	x
	Material	Poliacetal	Poliamida		
30	Dia(D)	D0	D3	D6	D20
	Material	Poliacetal	Poliacetal	Poliamida	Eutanásia
31	Dia(D)	D0	x	x	x
	Material	Poliacetal			
39	Dia(D)	D0	D3	D12	x
	Material	Poliacetal	Poliacetal	Poliamida	
55	Dia(D)	D0	D11	x	x

4.4 Achados radiográficos

Imediatamente após as cirurgias para indução da fratura e osteossíntese com a

haste de poliacetal, todos os animais apresentaram alinhamento no foco de fratura e posicionamento satisfatório dos parafusos (figura 4).

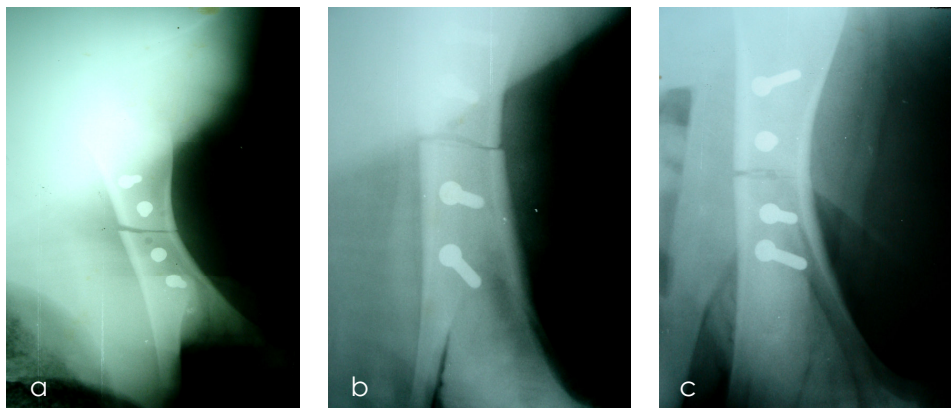


Figura 4: Exames radiográficos imediatamente após fixação da fratura, projeção latero-medial: a) bezerro 01; b) bezerro 31 e; c) bezerro 39: note alinhamento satisfatório da linha de fratura, bom posicionamento dos parafusos transcorticais em todas as imagens.

Os principais achados radiográficos encontrados foram: desvio angular na linha de fratura no sentido cranial, sobreposição das extremidades fraturadas (cavalgamento de fraturas), reação periosteal com formação do calo ósseo, sobreposição

(cavalgamento) de extremidades ósseas, desvio angular no sentido cranial com fratura por compressão do fragmento distal na sua face caudal, fragmento ósseo proximal com apenas um parafuso bloqueante (figura 5).

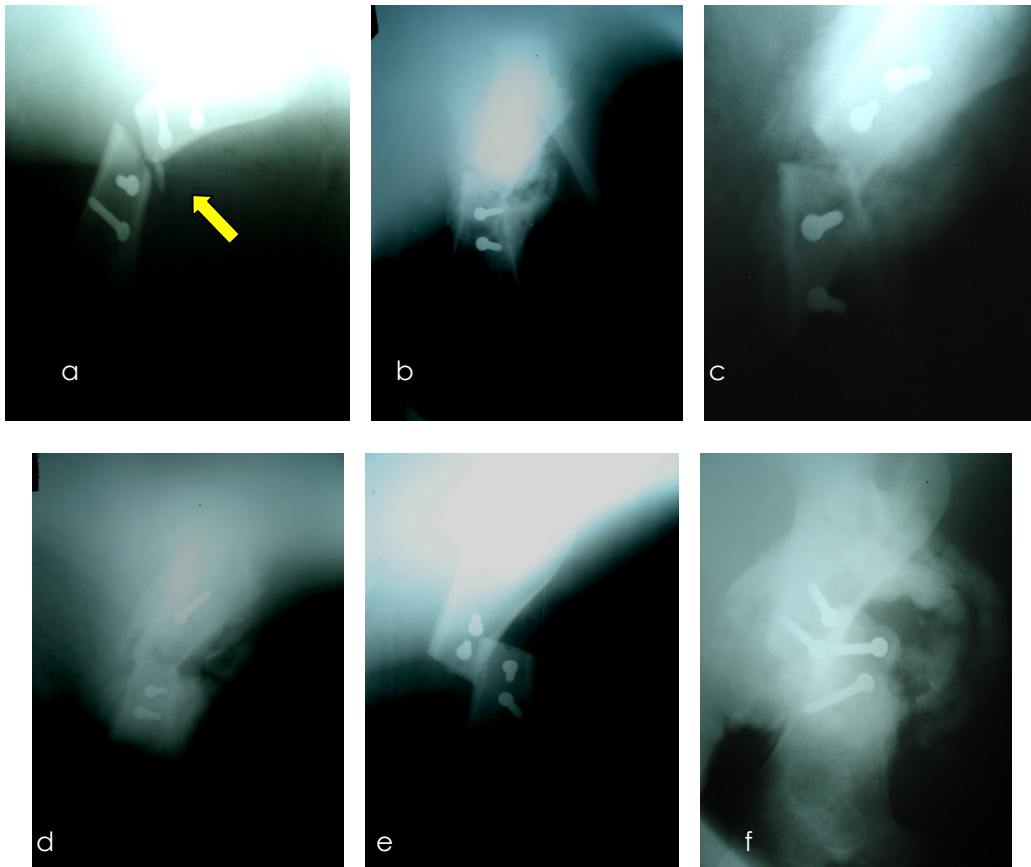


Figura 5: Principais alterações radiográficas encontradas nos fêmures dos bezerros ao longo do experimento: a) fêmur do bezerro 30, observar angulação da linha de fratura no sentido cranial, compressão e fratura do fragmento distal na face caudal (seta amarela); b) fêmur do bezerro 01, observar reação periosteal que impossibilita a visualização dos parafusos transcorticais proximais e ligeira angulação na linha de fratura; c) fêmur do bezerro 31, observar angulação da linha de fratura, reação periosteal por toda extensão do fêmur aos 60 dias após a primeira cirurgia; d) fêmur do bezerro 39, imagem radiográfica 60 dias após a indução da fratura, observa-se a ausência do parafuso distal do fragmento ósseo proximal, reação periosteal exacerbada caracterizando formação de calo ósseo; e) fêmur do bezerro 55, falha da haste de poliacetal e desalinhamento com cavalgamento da fratura; f) imagem radiográfica do fêmur do mesmo bezerro 60 dias após a primeira cirurgia, mostrando reação periosteal exacerbada com formação de calo ósseo exuberante.

4.5 Exames ultra-sonográficos

Todos os animais apresentaram imagens ultra-sonográficas semelhantes nas regiões estudadas anteriormente à indução das fraturas. Aos 20 dias de pós-operatório, observaram-se áreas hipocóicas, cilíndricas, de tamanho variado condizentes com acúmulo de líquido (seroma), na região adjacente à cabeça do fêmur. Também foi

visualizada, uma área retangular, hipocóica, medindo aproximadamente 4cm de comprimento na região da fossa trocântérica que foi interpretada com sendo o fragmento proximal da haste. (Figura 6b).

No quadragésimo dia após indução das fraturas, as áreas hipocóicas características de acúmulo de líquido se apresentaram menores em todos os animais e áreas de

hiperecogenicidade foram encontradas na região onde era visto o líquido, sugerindo formação de fibrose nesse local. A imagem

proveniente da extremidade proximal da haste permanecia visível e inalterada (Figura 6c).

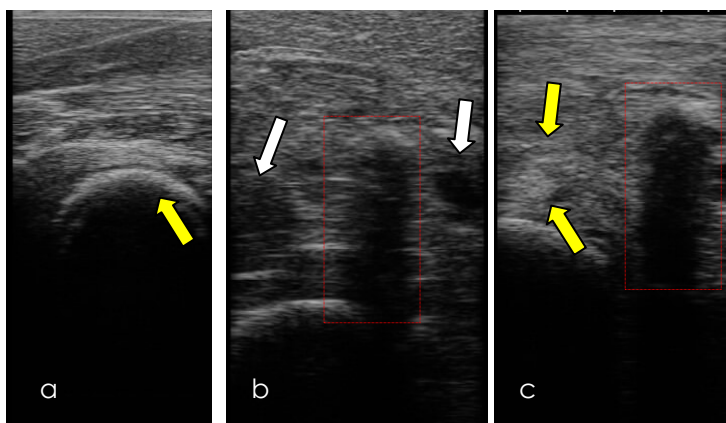


Figura 6: Ultra-sonogramas da extremidade proximal do fêmur esquerdo do bezerro 1. a) Antes da indução da fratura, observa-se a linha em forma de meia lua, hiperecólica, condizente com a cabeça do fêmur (Seta amarela); b) imagem ultra-sonográfica 20 dias após a primeira cirurgia, observam-se áreas cilíndricas, hipoeecólicas, de tamanho variado (setas brancas) ao redor da imagem retangular hipoeecólica correspondente à extremidade proximal da haste (retângulo vermelho); c) imagem ultra-sonográfica 40 dias após indução da fratura, observar as áreas de hiperecogenicidade (setas amarelas) caracterizando a fibrose adjacente à área da haste e a permanência de uma área retangular hipoeecólica condizente com a porção proximal da haste (retângulo vermelho).

Nos exames ultra-sonográficos do terço médio do fêmur, realizado anteriormente à indução da fratura, foi observado, em todos os animais, uma linha hiperecogênica bem definida horizontalmente interpretada como a cortical óssea. Na mesma imagem, foram observadas estruturas com ecogenicidade inferior à da cortical óssea e dispostas em ângulo aproximado de 30° em relação ao mesmo. Essas estruturas foram interpretadas como fibras musculares do

músculo vasto lateral. Acima destas, observou-se outra faixa de ecogenicidade acentuada, de espessura inferior a da cortical óssea, a fáscia lata. Superior a fáscia lata, localizou-se outra faixa composta de fibras musculares (músculo bíceps femoral), dispostas em sentido paralelo a cortical óssea. Ainda pôde-se observar a pele situada acima dessa ultima faixa de fibras musculares (Figura 7a).

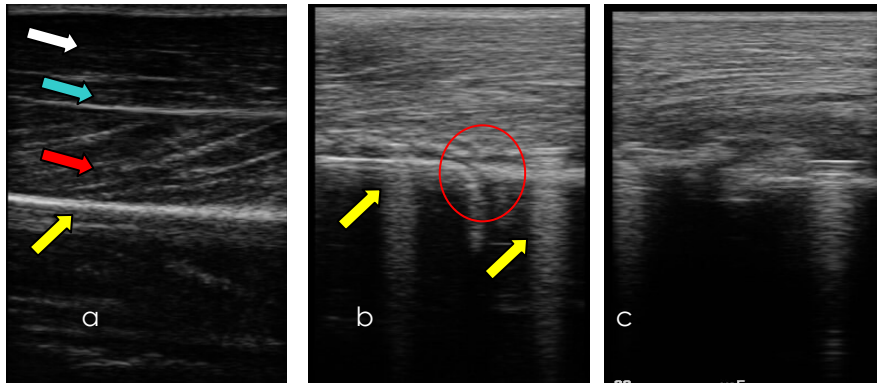


Figura 7: Ultra-sonogramas longitudinais da face lateral da diáfise do fêmur esquerdo do bezerro 31: a) antes da indução da fratura. Observa-se a cortical do fêmur (seta amarela), fibras musculares aderidas à cortical (setas vermelhas), fáscia lata (setas azuis), fibras musculares sob a pele (setas brancas); b) 20 dias após a fratura observa-se cortical irregular com uma falha de continuidade, indicando linha de fratura (círculo vermelho), imagens hiperecóticas dos parafusos (setas amarelas) e perda da organização do tecido muscular; c) 40 dias após a fratura, observa-se cortical óssea completamente irregular, visualização da falha de continuidade da cortical com espessamento das extremidades ósseas fraturadas, hiperecogenicidade na região onde antes era ocupada por fibras musculares, que pode ser compreendida como reação periosteal e formação de calo ósseo.

A imagem ultra-sonográfica obtida no vigésimo dia de pós-operatório mostra irregularidade da cortical do fêmur, com uma falha de continuidade caracterizando a linha de fratura, perda da organização do tecido muscular e aumento de ecogenicidade nessa região, podendo caracterizar reação inflamatória e formação do calo cartilaginoso. Os parafusos foram facilmente visualizados por meio de imagens hiperecóticas perpendiculares ao eixo ósseo e próximos à linha de fratura (Figura 7b).

As imagens obtidas no quadragésimo dia diferem das imagens do vigésimo dia pelo aumento da irregularidade da cortical com aumento da ecogenicidade nas extremidades da fratura e no tecido muscular adjacente, correspondendo a alterações condizentes com a formação de calo (Figura 7c).

As imagens ultra-sonográficas dos outros animais evidenciaram imagens ultra-sonográficas semelhantes com poucas diferenças significativas quando

comparadas as do animal 31, com exceção do bezerro de número 30 que por ter sido submetido a diversas intervenções, não passou por um acompanhamento desses exames.

4.6 Avaliação clínica pós-cirúrgica

O animal número 30, que teve que passar por três procedimentos cirúrgicos, apresentou a partir do 8º dia após a primeira intervenção, decúbito prolongado, desenvolvendo posteriormente miosite na musculatura do membro pélvico direito. Para reduzir o tempo de decúbito desse animal, minimizando a compressão sobre a musculatura do membro direito após o segundo procedimento cirúrgico, foi utilizado um suporte de ferro, no qual o animal era mantido em posição quadrupedal com ajuda de cordas e sacos de náilon. Também foram instituídas massagens tópicas com gel a base de dimetilsulfóxido, duas vezes por dia. Passados três dias nesse suporte o animal passou a apoiar o membro e, foi retirado e voltou à rotina com os

outros animais do grupo ao qual ele pertencia.

Essa fraqueza muscular se repetiu após o terceiro procedimento cirúrgico e como o bezerro usava o membro operado, optou-se por associar uma muleta de Thomas modificada, na tentativa de auxiliá-lo a sustentação de carga e diminuir as chances de falha na haste.

Em geral, a dor no foco de fratura iniciou com grau IV, logo após a primeira semana de pós-operatório, regredindo para grau III na segunda semana e grau II na quarta semana no bezerro que não apresentou falha na haste inicial (bezerro 31). Nos casos onde houve falha da haste e os animais foram submetidos na nova intervenção, o grau de dor retornava a IV e iniciava melhora na semana seguinte.

Os animais 01, 31 e 39 apresentaram grau II de dor no foco de fratura ao término do experimento (Tabela 4). Já o animal 55, apresentou grau III e isso pode ser justificado pela imperfeita coaptação das extremidades ósseas na fratura desse animal, mas que mesmo assim mostrava estabilidade suficiente para deambulação.

Analisando os dados de todos os animais em conjunto, verificou-se redução significativa nos escores de dor a partir da sexta semana, contudo não se verificaram alterações significativas no grau de claudicação (Tabela 4). Também não houve alterações significativas na frequência cardíaca e temperatura corporal, com exceção de discreto aumento na temperatura corporal verificado na última semana (Tabela 4).

Tabela 4 - Valores semanais médios das avaliações clínicas diárias de bezerros submetidos à osteossíntese de fêmur com haste intramedular polimérica bloqueada.

Bezerros	Semanas									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	
1	Cirurgia	1	1	-	-	-	-	-	-	-
	Grau de dor no foco de fratura	4	3	3	3	3	2	2	2	2
	Grau de claudicação	4	5	4	4	4	3	3	3	2
	Frequência cardíaca	84	72	88	94	88	92	88	88	82
	Temperatura retal	38,7	39	38,9	39,5	39,6	38,4	38,2	38,2	38
30	Cirurgia	1	2	-	-	-	EUT	-	-	-
	Grau de dor no foco de fratura	4	4	3	3	3	4	-	-	-
	Grau de claudicação	5	5	4	5	4	5	-	-	-
	Frequência cardíaca	88	92	88	98	96	100	-	-	-
	Temperatura retal	39,4	39,5	39,2	38,9	39,3	39,8	-	-	-
31	Cirurgia	1	-	-	-	-	-	-	-	-
	Grau de dor no foco de fratura	4	3	3	3	2	2	2	2	2
	Grau de claudicação	3	3	3	3	3	3	3	3	3
	Frequência cardíaca	68	68	48	48	52	50	48	48	48
	Temperatura retal	38,8	38,9	38,4	38,7	38,4	38	38,2	38,1	38
39	Cirurgia	1	1	1	-	-	-	-	-	-
	Grau de dor no foco de fratura	4	3	4	3	3	3	2	2	2
	Grau de claudicação	5	4	5	4	4	4	3	3	3
	Frequência cardíaca	80	52	114	88	94	86	84	80	78
	Temperatura retal	39	38,9	38,7	38,9	38,8	38,4	38	38,6	38,4
55	Cirurgia	1	-	1	-	-	-	-	-	-
	Grau de dor no foco de fratura	4	3	3	3	4	3	3	3	3
	Grau de claudicação	4	5	4	5	4	4	5	5	4
	Frequência cardíaca	88	92	82	80	94	88	90	88	82
	Temperatura retal	39,3	39,6	39,2	39	39,4	39	39,2	39	38,7

EUT = Eutanásia. Escore para dor: 1 Ausente; 2 Discreta; 3 Leve; 4 Moderada; 5 Intensa. Escore para claudicação: 1 Difícil percepção ao trote; 2 Perceptível somente ao trote; 3 Perceptível ao passo; 4 Muito evidente ao passo; 5 Não apóia o membro no chão.

4.7 Exames laboratoriais

Os dados referentes aos exames laboratoriais estão representados nas Figuras 13 a 16. Alterações significativas foram verificadas apenas por meio de

aumentos discretos no hematócrito, na terceira e sétima semanas do período pós-operatório, e, mais evidentes, nas concentrações de fósforo a partir da segunda semana.

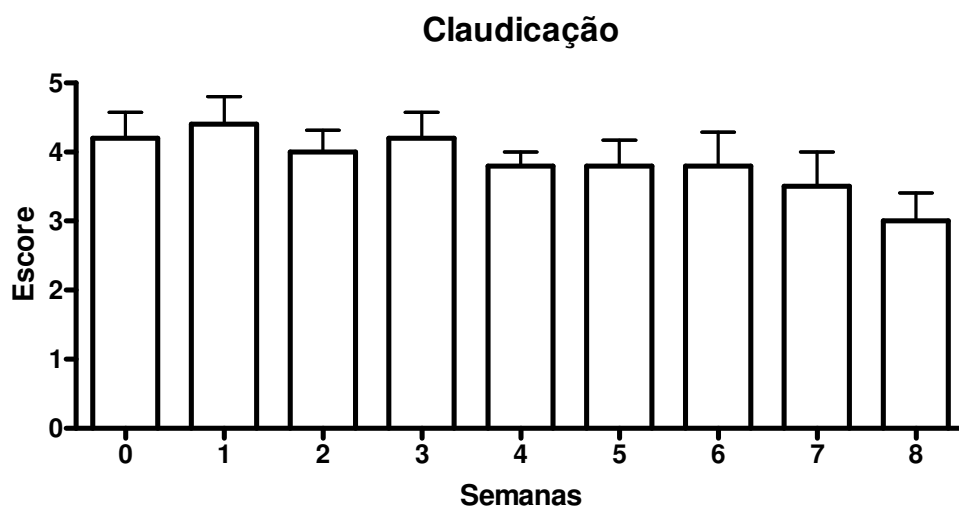
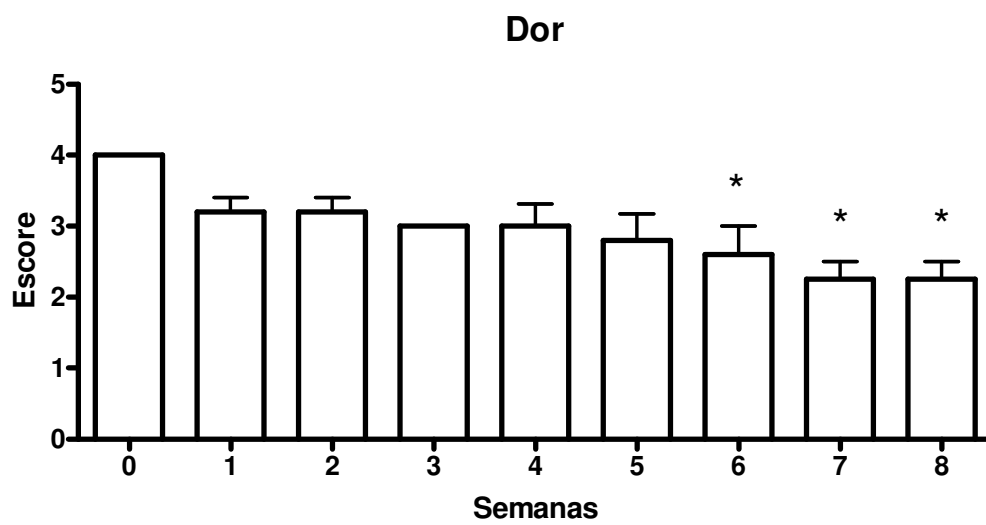


Figura 8: Médias (\pm erros padrões) dos escores semanais para claudicação e dor no foco da fratura, no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica bloqueada. * Difere do tempo 0.

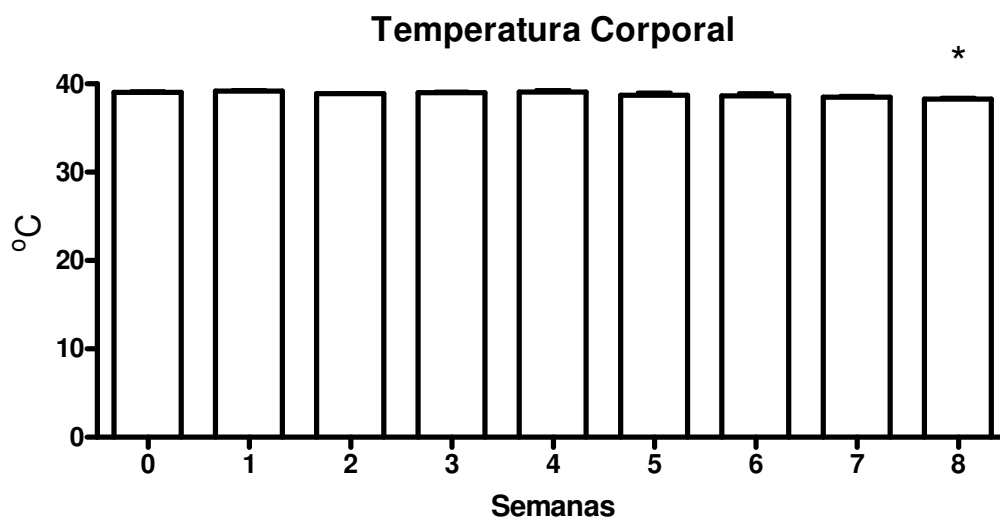
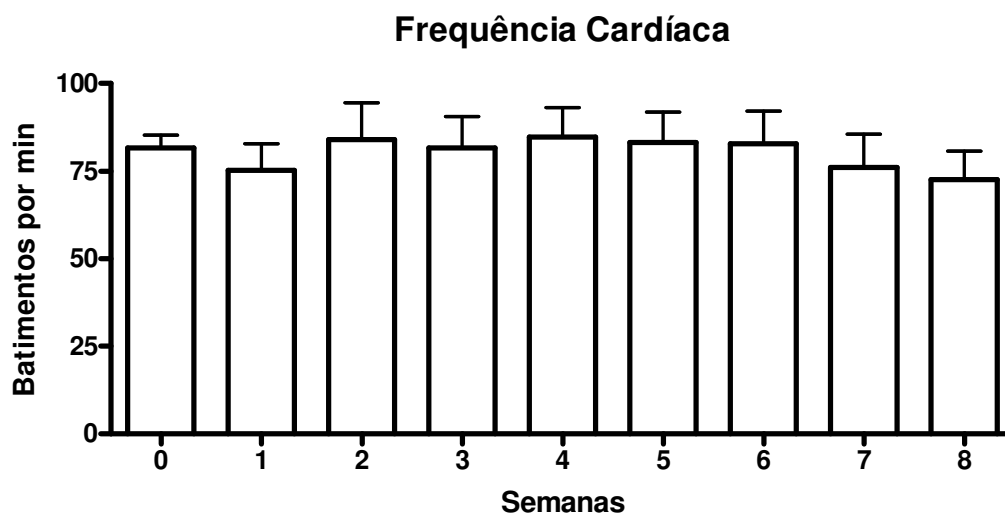


Figura 9: Médias (\pm erros padrões) das frequências cardíacas e temperaturas corporais no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. * Difere do tempo 0.

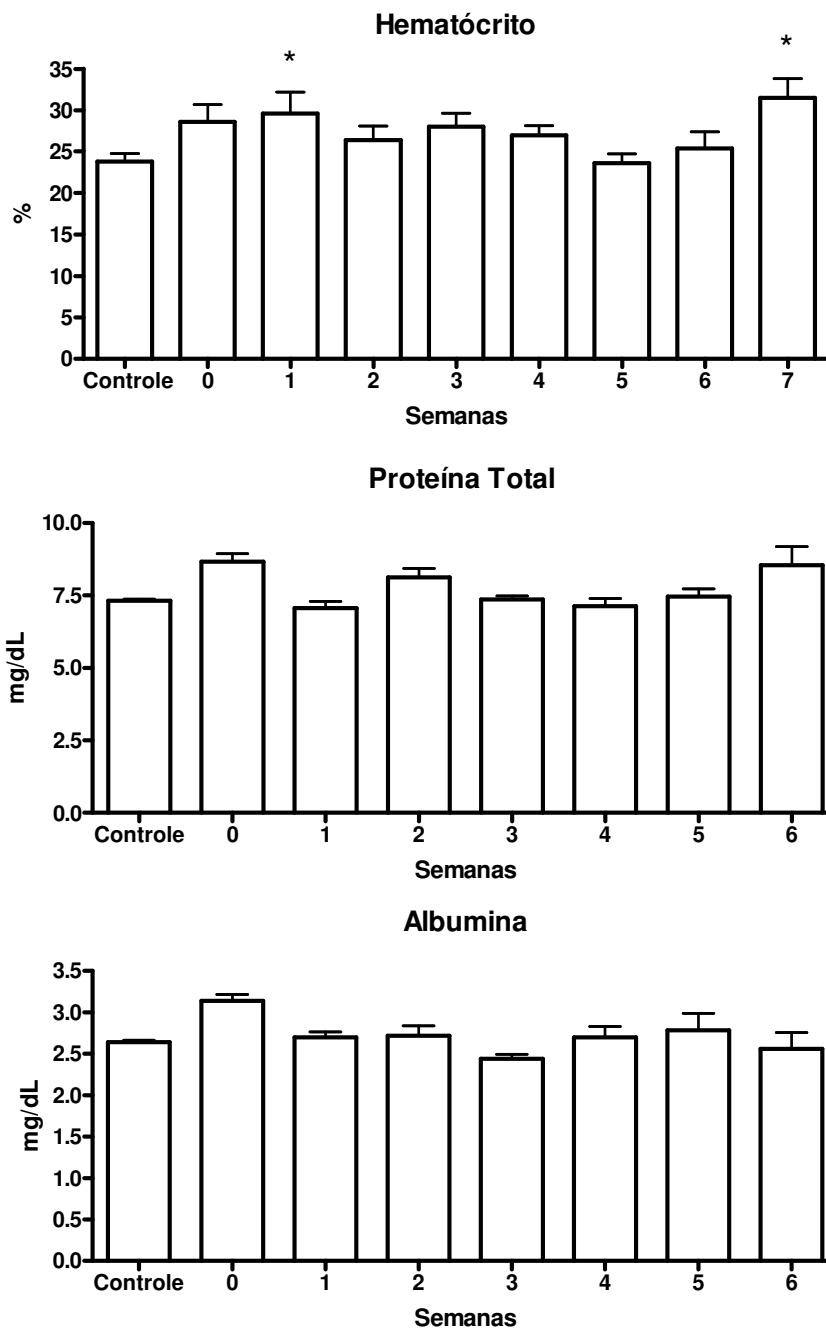


Figura 10: Médias (\pm erros padrões) do hematócrito e das concentrações sanguíneas de proteínas totais e albumina no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica.

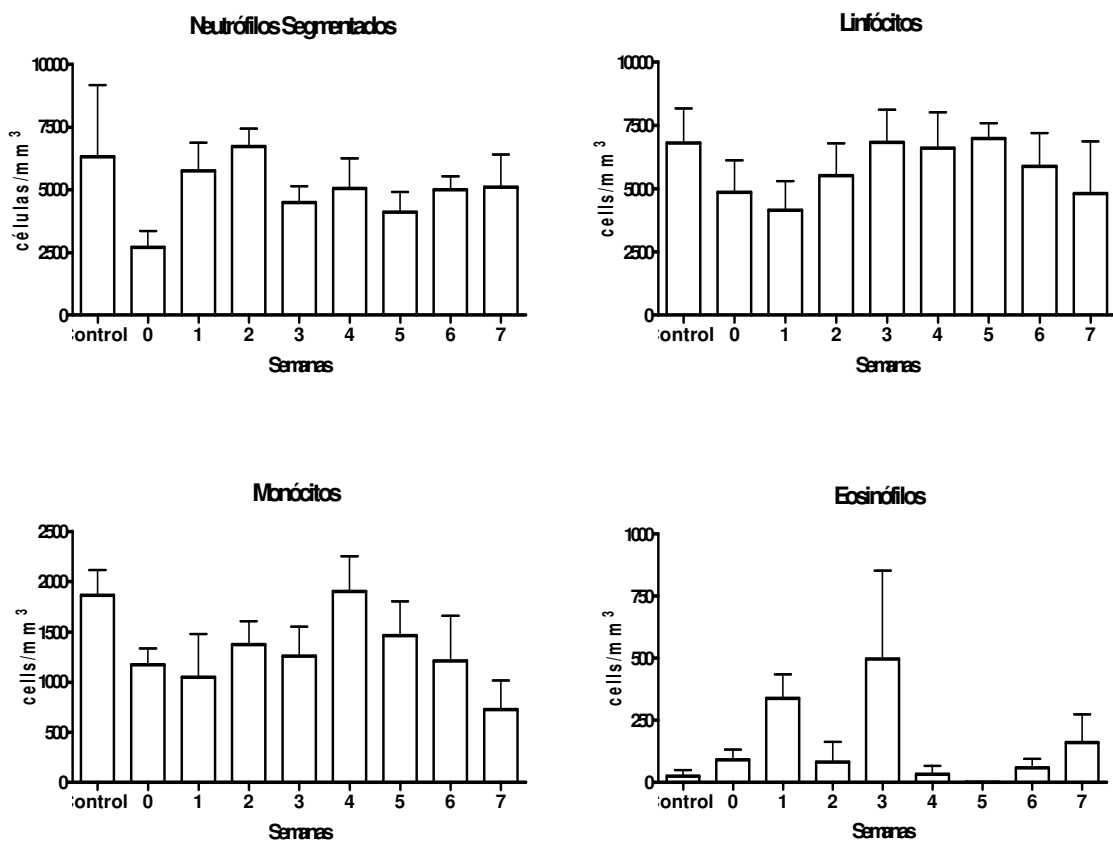


Figura 11: M3dias (\pm erros padr3oes) das contagens de leuc3citos sangu3neos no per3odo p3s-operat3rio de bezeros submetidos 3 osteoss3ntese experimental do f3mur usando haste intramedular polim3rica.

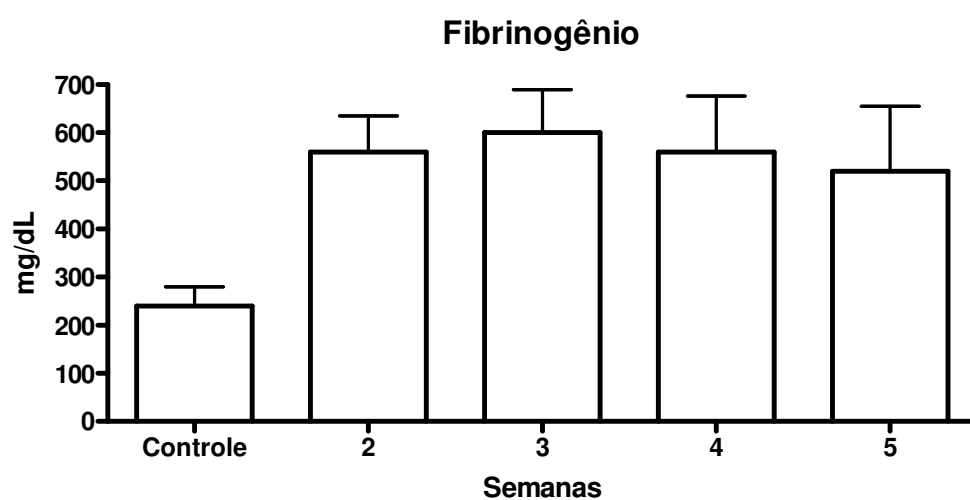
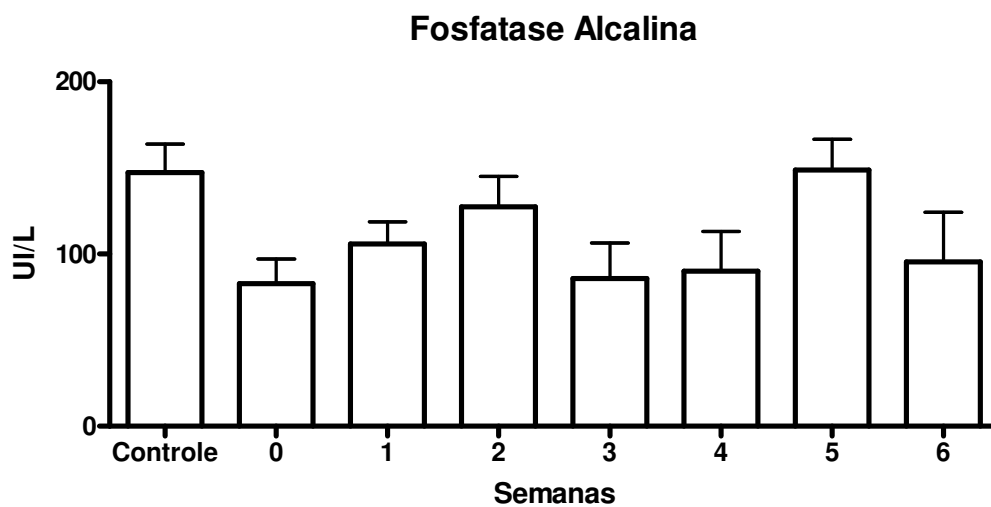


Figura 12: Médias (\pm erros padrões) das concentrações sanguíneas de fosfatase alcalina e fibrinogênio no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica.

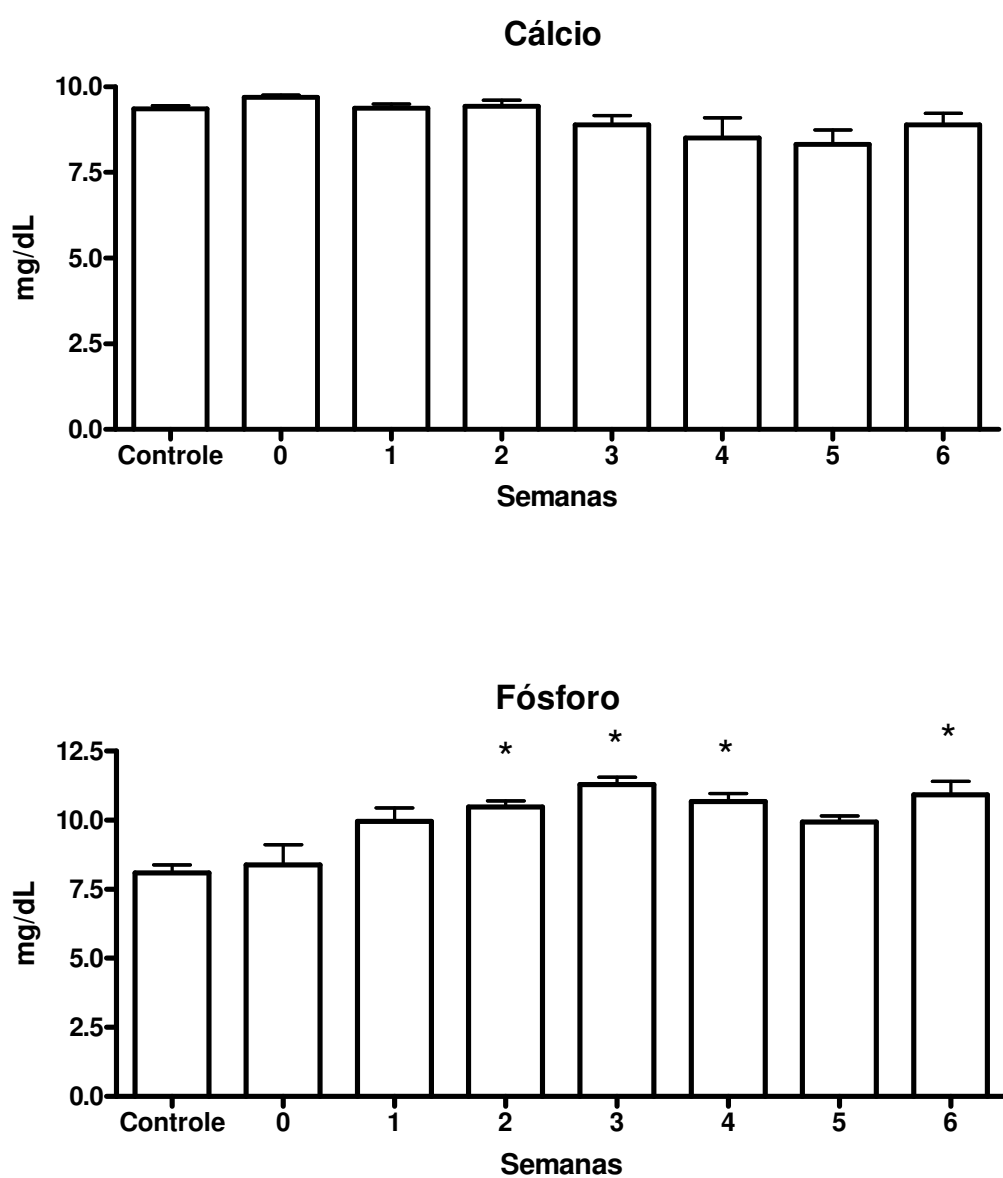


Figura 13: Médias (\pm erros padrões) das concentrações sanguíneas de cálcio e fósforo no período pós-operatório de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica. * Difere do controle.

4.8 Avaliação de massa corporal

Durante o período experimental, os bezerros apresentaram ganho médio correspondente a 50.7% do peso inicial, conforme demonstrado na Tabela 5.

Tabela 5 - Massa corporal de bezerros submetidos à osteossíntese experimental do fêmur usando haste intramedular polimérica.

Bezerros (n°)	peso inicial (Kg)	peso final (Kg)	ganho de peso (kg)
1	76	111	35
30	89	112	23
31	93	162	69
39	103	177	74
55	92	121	29
Média (kg)	90,6	136,6	46

5. DISCUSSÃO

5.1 Controle da dor

O interesse pela alimentação e a marcha mostrada logo após a cirurgia podem ter sido favorecidas pela administração de opióides (tramadol) e antiinflamatórios (fenilbutazona), que foram utilizados no trans-operatórios e pós-operatórios de todos os animais com a finalidade de prevenir a inflamação no local da fratura, reduzir a dor e, conseqüentemente, propiciar bem-estar a esses indivíduos. Adicionalmente, todos eles se apresentaram ativos e ganharam peso rapidamente, mesmo aqueles submetidos a mais de um procedimento cirúrgico. O animal de número 30, ao apresentar complicações que impediam seu bem-estar, foi submetido à eutanásia.

5.2 Procedimentos cirúrgicos

A técnica cirúrgica para acesso e exposição do fêmur se mostrou de fácil execução. A cirurgia para aplicação do implante foi realizada sem grandes complicações e as

cirurgias posteriores mostraram que os parafusos foram inseridos corretamente no centro ou próximo ao centro da haste. Contudo, o desenvolvimento de um gabarito para guiar a aplicação dos parafusos, conforme sugerido por De Marval (2006) poderá ser útil para minimizar as chances de uma aplicação incorreta em procedimento cirúrgicos futuros.

Um inconveniente da técnica foi à dificuldade em cortar a haste rente ao orifício de saída na fossa trocantérica. Esse excesso de material produziu lesão aos tecidos circunvizinhos e seroma que promoveu pressão na incisão de pele, dificultando sua cicatrização.

Apesar da técnica utilizada nesse trabalho utilizar furadeira elétrica, equipada com broca de metal recomendada para madeira, para realizar a limpeza do canal medular e introdução da haste, nenhuma alteração digna de nota foi observada durante a realização do mesmo. Em um estudo comparativo entre diferentes técnicas de fixação de fraturas de fêmur em humanos Belangeo (1994), relata que a retirada de tecido do canal medular realizada inadequadamente para a introdução da haste intramedular pode promover necrose do endóstio, remover células e fatores importantes para a reparação da fratura o que pode atrasar a formação do calo ósseo e ainda pré-dispor a ocorrência de embolia gordurosa.

5.3 Hastes poliméricas e complicações pós-cirúrgicas

A haste de poliacetal mostrou-se frágil, quebrou e permitiu o desalinhamento ósseo em seis situações (duas reimplantadas) de sete hastes usadas. As hastes de poliamida também não são adequadas para suportar cargas, pois houve quebra em duas das quatro implantadas. No caso da poliamida o

resultado foi aparentemente melhor, apesar do número de hastes utilizadas, mesmo porque essa foi sempre inserida em ossos fragilizados pela aplicação anterior de uma ou duas hastes de poliacetal.

Apesar da diferença estrutural, posição anatômica e forças biomecânicas entre úmero e fêmur, esses resultados são, de certa forma, inesperados quando comparados aos resultados de De Marval (2006), que utilizou com sucesso o polipropileno como haste intramedular usando o mesmo modelo para redução de fraturas de úmero. Tanto poliacetal quanto poliamida 6.6 apresentaram resultados superiores ao polipropileno em simulações prévias usando técnicas computacionais (Rodrigues 2008) e teste *ex vivo* em máquinas de ensaio (Spadeto Jr. et al., 2008; Rodrigues, 2008). Contudo os resultados do presente estudo estão totalmente de acordo com os achados específicos do estudo de simulação computacional por meio do método de elementos finitos, que previa que ambos os polímeros seriam submetidos *in vivo* a cargas superiores à sua capacidade de suportar forças.

Em todos os casos a fratura ocorreu na região do orifício da haste, na interface haste-parafuso, de forma similar ao ocorrido nos testes de flexão *ex vivo*, realizados previamente em máquina universal de ensaios (Spadeto Jr. et al, 2008; Rodrigues, 2008). Esses achados também estão de acordo com o estudo de simulação computacional (Rodrigues 2008), que já demonstrava nesses locais forças superiores às forças de escoamento (indicadora de deformação) e ruptura de ambos os materiais (poliacetal e poliamida), e indicam que os materiais não suportaram as forças de flexão geradas *in vivo*.

O local onde as fraturas ocorreram condiz com o que foi relatado por Rodrigues et al. (2008), quando este autor submeteu

fêmures bovinos fraturados e reduzidos com hastes confeccionadas com os mesmos polímeros. Das seis fraturas ocorridas, quatro aconteceram no local de inserção do parafuso proximal do fragmento distal do fêmur contra 2 fraturas no local de inserção do parafuso distal do fragmento proximal, todas próximas a linha de fratura. De Marval (2006), após ter realizado a osteossíntese de cinco úmeros de bezerras com a técnica de hastes bloqueadas confeccionada com polipropileno também observou quebra de uma das hastes no local de inserção do parafuso distal do fragmento proximal. Trostle et al. (1995), em estudo biomecânico *ex vivo* com fêmures de bezerras ostectomizados para comparar a resistência mecânica de hastes metálicas cilíndrica e hastes sólidas revelaram que o ponto de enfraquecimento da haste cilíndrica foi na inserção dos parafusos próximos a linha de fratura.

Os parafusos de 4,5 mm foram resistentes às tensões impostas a eles, uma vez que não foram verificadas fraturas ou deformações. De Marval, 2006 utilizou parafusos de 3,5 mm de diâmetros para redução de fraturas de úmeros em bezerras com hastes confeccionada com polipropileno e observou quebra dos parafusos de 3,5 mm que foram substituído por parafusos de 4,5 mm sem posteriores complicações.

Assim o estudo de simulação computacional realizado por Rodrigues (2008), se mostrou confiável ao prever que os parafusos de 4,5mm, ao contrário dos de 3,5mm, não apresentariam falhas no modelo de haste intramedular polimérica.

Além da relativa fragilidade dos materiais poliméricos quando comparados aos materiais metálicos, outros fatores podem estar envolvidos na falha das hastes. O diâmetro da haste ocupou aproximadamente 70% do canal medular nas regiões proximal e distal do fêmur. O maior diâmetro medular nessas regiões permitiu mobilidade

do implante no momento das perfurações, atrapalhando a centralização dos orifícios. Esse fato poderia fragilizar as hastes e favorecer as fraturas. De acordo com Stiffler et al. (2004), o sistema de bloqueio permite que o diâmetro das hastes intramedulares possa ser igual a ou 1mm menor que o diâmetro do canal medular, sem que isso comprometa a estabilização da fratura.

Outro aspecto importante sobre o diâmetro da haste é no momento da perfuração visto que, por não manter contato constante com o endósteo nas porções distal e proximal, o implante poderia se movimentar nesse espaço e, com isso, dificultar sua perfuração. As perfurações fora do centro da haste e o uso do parafuso de 4,5 mm (em comparação com o de 3,5mm) podem ter contribuído para a fragilização das hastes utilizadas. Essas observações também foram feitas por De Marval, (2006), quando esse autor reduziu fraturas transversas de úmeros em bezerros com hastes confeccionadas com polipropileno. Nos testes biomecânicos *ex vivo* realizados com fêmures de bezerros por Trostle et al. (1995), comparando hastes metálicas cilíndricas com hastes metálicas sólidas, os autores utilizaram parafusos com 5,5 mm e após submetteram a testes de torção e compressão crânio-caudal ele observaram que os parafusos nesse diâmetro promovem danos a cortical óssea sem sofrer modificações estruturais. Ainda, esses mesmo autores indicam falha da haste cilíndrica no ponto de inserção do parafuso próximo à linha de fratura.

Na medicina humana, Robert et al. (1988), após analisarem 133 casos de complicações pós-operatórias relacionadas à utilização hastes intramedulares em fraturas de fêmur, relata a falha dos parafusos próximos à linha de fratura como sendo o principal problema na utilização desse tipo de implante.

Ainda pesquisando sobre parafusos, Widjaja e Hartung (2001) compararam os parafusos tradicionais e um novo modelo contendo ambas as extremidades rosqueadas. O estudo analisou o estresse sofrido por esses implantes e mostrou que este novo modelo de parafuso minimiza ainda mais os riscos de instabilidade no foco da fratura.

Concordando com que já foi descrito, Rodrigues (2008) e Rodrigues et al. (2008), descreveram após teste computacional e *ex vivo* com ossos longos de bezerros e com programas de elementos finitos, que o ponto crítico de perda de resistência da haste intramedular é o local das perfurações para inserção dos parafusos.

A assimetria do canal medular na extensão do fêmur também deve ser levada em consideração. O estreitamento do canal medular no terço médio da diáfise, limita o diâmetro da haste a ser utilizada no fêmur, o que pode ter sido favorável para a ocorrência de falhas nas reduções de fraturas instrumentadas com haste intramedular bloqueada (Trostle et al., 1995).

Fêmures de bezerros possuem pouca densidade óssea (Trostle et al., 1995; De Marval, 2006; Rodrigues, 2008) e esse fato pode ser um agravante no prognóstico dos tratamentos cirúrgicos (1995; Trostle et al., 1995). O bezerro de nº 39, que teve a haste de poliacetal quebrada por duas vezes, foi submetido a novo procedimento cirúrgico com a colocação de uma haste intramedular confeccionada com poliamida e, no momento da remoção da haste danificada, foi observado uma fissura no fêmur no local de inserção do parafuso distal do fragmento proximal. Para evitar maior fragilização do osso, a haste foi substituída e não foi recolocado o parafuso distal nesse fratura. Ao final de 60 dias do início do experimento, esse bezerro apresentava encurtamento no membro fraturado, com

hiperextensão da articulação metatarsofalangeana do membro contralateral.

No momento da transição da posição de decúbito para a posição de estação e da posição de estação para a de decúbito, os bezerros submetem às hastes intramedulares a forças mecânicas extras e isso pode ter influenciado negativamente as hastes. No local de inserção do parafuso proximal do fragmento distal ocorreram quatro falhas nas hastes contra duas falhas no local de inserção do parafuso distal do fragmento proximal.

Em seis ocasiões as fraturas parecem ter ocorrido no sentido cranial (Figura 17), o que indica a presença de forças de flexão no fêmur provavelmente imposta pelos movimentos acima citados, possíveis forças da articulação fêmuro-tíbio-patelar e o próprio posicionamento anatômico do fêmur (ângulo aproximado de 40° em relação ao solo). Para aprimoramento do modelo de simulação, as forças exercidas sobre o fêmur nos instantes em que o animal realiza movimentos para se deitar e levantar deverão ser consideradas.

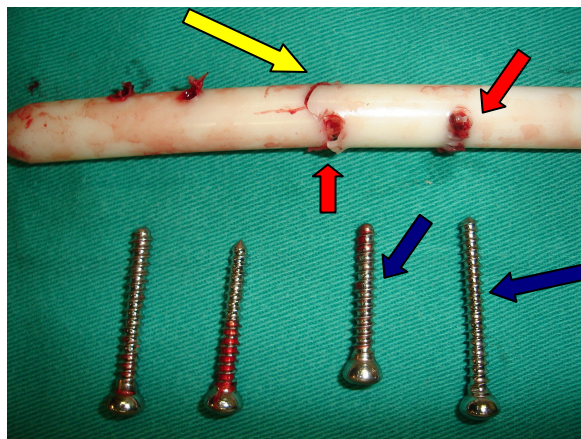


Figura 14: Haste de poliacetal fraturada. Observa-se (seta amarela) o local de fratura, ligeira angulação dos parafusos proximal e distal do fragmento proximal (seta azul), perfurações na periferia da haste (setas vermelhas).

A miosite apresentada pelo bezerro 30, devido ao decúbito prolongado, fez com que esse animal utilizasse o membro fraturado a maior parte do tempo em que se mantinha em posição de estação. Esse pode ser um fator agravante e que tenha colaborado para a fratura de duas hastes confeccionadas com poliacetal e uma haste confeccionada com poliamida 6.6.

O comportamento individual dos animais não parece ter correlação com as fraturas das hastes, visto que elas ocorreram tanto em animais dóceis como também naqueles mais arredios. Isso também foi confirmado no manejo no pós-operatório para administração de fármacos e a realização de curativos diários, que estimulava o instinto de fuga dos bezerras e dessa forma induzia movimentos que sobrecarregavam os membros operados.

A manutenção dos animais em baias pode ter sido um fator influente porque esse local permitia movimento em excesso para animais no pós-operatório de fraturas de fêmur. Supostamente, a permanência desses animais em baias individuais ou instalações do tipo “Tie Stall” limitaria esses movimentos e poderia também reduzir a incidência de fraturas. Porém, por outro lado, animais mantidos nesse sistema de criação podem apresentar diariamente um número elevado de movimentos de troca de posição passando de decúbito para a posição de estação e da posição de estação para a de decúbito

O tempo de pós-operatório não deve ter influenciado a ocorrência de fraturas das hastes, visto que o período para ocorrência de fraturas após o implante variou de 3 a 12 dias. Por esses dados, pode-se supor o sistema usado possibilita o apoio precoce, contudo o material utilizado não possuía resistência suficiente para tal, resultando nas falhas. Talvez se os animais não tivessem apoiado o membro acometido nos

primeiros dias, a consolidação óssea teria ocorrido.

5.4 Exames radiográficos e ultrasonográficos

Apesar do fêmur estar próximo ao abdome e à pelve, o que poderia interferir com a penetração dos raios, a posição lateromedial foi realizada em todos os animais nos exames de acompanhamento pós-operatório de maneira satisfatória. Nessa posição foi possível observar o alinhamento dos fragmentos ósseos bem como possíveis alterações no posicionamento dos parafusos, formação de calo ósseo, fraturas de hastes (observada com a sobreposição dos fragmentos fraturados), afrouxamento de parafusos.

Devido às fraturas das hastes de poliacetal e também de poliamida, os exames no pós-operatório foram realizados em tempos diferentes entre os animais. Dentre as dificuldades encontradas para realização desses exames, destacam-se a falta de padronização dos planos radiográficos, a contenção e o posicionamento dos animais, o próprio fêmur, a dificuldade com padrões de revelação, a digitalização das imagens, o crescimento dos animais no decorrer do experimento e a falta de pessoal treinado para realização dos exames.

A utilização do exame ultra-sonográfico se mostrou de grande valia, permitindo o acompanhamento das alterações promovidas no local da saída da extremidade proximal da haste, bem como da evolução do processo de formação do calo ósseo.

Dentre as dificuldades encontradas para a realização dos exames ultra-sonográficos, destaca-se a falta de conhecimento desse tipo de procedimento na estrutura anatômica citada, a espécie trabalhada, a falta de padronização de imagens, a dificuldade de pessoal especializado e

conseqüentemente a dificuldade de interpretação das imagens.

5.5 Exames clínicos

Apesar da utilização do membro fraturado imediatamente após a cirurgia, pôde-se observar atrofia da musculatura desse em todos os animais. Dois (31 e 39) dos cinco bezerros apresentaram hiperextensão do boleto dos membros pélvicos contralaterais, isso ocorreu, provavelmente pelo rápido ganho de peso desses animais (tabela 5) e também pela sobrecarga desses membros numa tentativa de adotar posição de conforto durante a alimentação e deambulação.

Outro fator que pode ter contribuído para o aparecimento dessas alterações nesses animais é o encurtamento dos membros que tiveram o fêmur fraturado. Esse encurtamento também é citado na literatura humana principalmente em fraturas cominutivas (Belangeo et al., 1994; Fernandes et al., 1997; Rossetti et al., 1997), e por De Marval (2006) no seu trabalho com osteossíntese em úmeros de bezerros. No presente trabalho a principal causa parece ter sido a falha de fixação e conseqüente cavalgamento dos fragmentos.

Com relação à claudicação, o animal número 31, que não fraturou a haste de poliacetal, evoluiu para claudicação que variou de III para II no final da terceira semana. Isso ocorreu, provavelmente, pela formação do calo ósseo primário, que se dá na fase de reparação que ocorre no início da terceira semana, coincidindo com a diminuição do aumento de volume, que foi observada em todos os animais em grau variado. Esse animal não apresentou evolução para ausência de claudicação devido à sobrecarga do membro contralateral, o qual mostrou hiperextensão com perda do ângulo da articulação

metatarsófalangica e encurtamento do membro operado.

Os animais 30 e 39 iniciaram a fase de pós-operatório com grau de claudicação V, enquanto os outros mostraram grau de claudicação IV na primeira semana de experimento. Isso se justifica pela falha da haste de poliacetal encontrada nesses dois animais nesse período. Devido a inúmeras falhas das hastes, o bezerro 30 só apresentou grau de claudicação IV e V.

Devido às recorrentes cirurgias para troca de hastes fraturadas, as médias das frequências cardíacas, mantiveram-se acima da normalidade nas primeiras semanas. Outro fator que pode ter contribuído para essas alterações foi à manipulação para administração de fármacos, realização de curativos e também a colheita de sangue para exames de rotina.

Passados 20 dias após a cirurgia sem novas fraturas de hastes, os animais já mantinham seus parâmetros (frequência cardíaca, respiratória e temperatura corpórea) dentro da normalidade para sua categoria e isso reforça a hipótese da manipulação para administração de fármacos contribuiu para ocorrências dessas alterações. Nesse período esses animais não necessitavam da administração de nenhum fármaco.

A ausência de alterações significativas nos parâmetros bioquímicos e hematológicos, associada à ausência alterações macroscópicas evidentes durante as cirurgias subseqüentes, indica que não houve incompatibilidade dos polímeros utilizados. Silveira et al. (2004) define biocompatibilidade com sendo a relação entre um material e o organismo de tal forma que ambos não produzam efeitos indesejáveis, tanto no aspecto clínico laboratorial, sem causar efeitos citotóxicos e injúrias nas funções biológicas, como também no aspecto macroscópico. Já Estevanato (2008), descreve que a

quantificação de leucócitos totais e diferenciais em busca de verificar a indução e a severidade de eventuais processos inflamatórios constitui dados fundamentais para determinar a biocompatibilidade de um determinado polímero.

O fato de todos os bezerros apresentarem ganho de peso (Tabela 5) revela que, como anteriormente ressaltado, mesmo submetidos a procedimentos ortopédicos agressivos, o manejo e controle da dor foram eficientes em proporcionar condições para que esses animais pudessem se alimentar de forma adequada. Outro fator é que a haste intramedular bloqueada, permitiu que os animais se mantivessem em posição confortável para se alimentar.

O bezerro 30 foi o que menos obteve ganho de peso, isso pode ser explicado pelo fato do animal ter sido submetido a três intervenções cirúrgicas em curto período de tempo e ainda mostrar fraqueza muscular no membro direito que o impedia de se manter em posição de estação por período adequado para ingestão de alimentos.

Outro fator relevante no ganho de peso pode ter sido o aspecto social estabelecido entre os bezerros 39, 30 e 55. O bezerro 39 tinha maior tamanho e por isso mostrava um comportamento dominante em relação aos demais, dessa forma ele se alimentava por um período maior de tempo e impedia que os outros indivíduos se aproximassem dos comedouros.

Apesar da variação de peso entre os indivíduos, esse parâmetro se associado ao ganho que tiveram durante o experimento, pode ter contribuído diretamente para a ocorrência das falhas nas hastes de poliacetal e poliamida.

6. Conclusões

Os polímeros utilizados na confecção do sistema de fixação usado não foram capazes

de suportar o apoio precoce do membro operado, que é permitido pela aplicação de haste intramedular bloqueada.

Os resultados do teste *in vivo* confirmaram os achados do estudo prévio de simulação computacional, que previu com precisão a ocorrência e o local das rupturas nas hastes de poliacetal e poliamida, bem como a adequação do uso dos parafusos metálicos de 4,5mm. Assim, o presente estudo *in vivo* valida o uso do modelo de simulação computacional de elementos finitos desenvolvido pelo Grupo de Pesquisa em Biomecânica da UFMG como instrumento para estudo e desenvolvimento de aplicações para o tratamento das fraturas em ossos longos de bovinos jovens.

7. Considerações finais

Esse estudo contribuiu para demonstrar que, apesar da configuração utilizada ainda estar distante de um modelo ideal, a haste intramedular polimérica pode ser uma alternativa econômica para o tratamento das fraturas de ossos longos em bovinos proporcionando rápido retorno ao uso do membro afetado. A validação do sistema de simulação computacional aqui desenvolvido se mostra bastante promissora pois, a partir de agora, inúmeros testes poderão ser realizados até que se obtenha um modelo mais próximo possível do ideal. Espera-se, com o uso desse instrumento, o abreviamento do processo de desenvolvimento e evitar os altos custos e a utilização de seres vivos que caracterizam a experimentação animal.

A participação da equipe de Engenharia do Grupo de Pesquisa em Biomecânica tem sido fundamental no desenvolvimento desse sistema, sendo a inclusão da simulação computacional um importante avanço. Novos contatos com especialistas na área de polímeros já se iniciaram para criação de um composto de polímeros específico, que inclua a mistura de um material radiopaco, para a criação de um compósito que poderá

ajudar nos exames radiográficos. Da mesma maneira a associação de dois ou mais polímeros para aumentar a resistência do implante poderia ser de grande valia.

Outro ponto a ser aprimorado é a criação de um gabarito ou outro artefato que, utilizado no trans-operatório, contribuiria para visualização das perfurações para passagens dos parafusos no centro da haste, evitando assim perfurações na sua periferia e minimizando possíveis problemas com a resistência da haste.

A confecção de parafusos com o mesmo material polimérico que as hastes, poderia do ponto de vista biomecânico, diminuir a força entre as hastes e os parafusos metálicos. Estudos preliminares em sistema computacional de elementos finitos poderiam indicar previamente a viabilidade para o uso desse artefato.

Outra melhora na técnica será a realização de exames radiográficos preliminares no membro para confecção de uma haste próxima ao tamanho do fêmur poderia evitar possíveis complicações da extremidade que se localiza entre o trocânter maior e o fêmur.

8. Referências bibliográficas

ALVES, G. E. S.; HARSTFIELD, S. M.; CARROL, G.L. et al. Emprego do propofol, isoflurano e morfina para anestesia geral de longa duração em bezerros. *Arq. Bras. Med. Vet. Zootec.*, v.55, n.4, p.411-420, 2003.

AMES, N. K. Comparison of methods for femoral fracture repair in young calves. *JVMA*, v.179, n.5, pag.458 -459, 1981.

BELANGELO, W. D.; FERNANDES, P. M.; MICHIR, J. T. Fraturas diafisárias do fêmur: estudo comparativo entre os métodos de Kuntscher e de Ender. *Rev Bras. Ortop.* v.29, n.7, p510-518, 1994.

CARVALHO, E. M.; CAVALCANTE, M. A.; OLIVEIRA, L. P.; et al. Efeitos da denervação periférica sobre a formação do calo ósseo: estudo experimental em ratos. *Rev. Bras. Ortop.* v.28, n.9, p.683-686, 1993.

CRAWFORD, W. H.; FRESTZ, P. B. A long bone fracture in large animals a retrospective study. *Vet. Surg.* v.14, n.4, p.295-302, 1995.

De Marval, C.A. 2006. Estudo *ex vivo* e *in vivo* de polímero biocompatível como material alternativo na confecção de haste bloqueada para redução de fraturas em úmeros de bezerros. 54f. (Dissertação - Mestrado). Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária. Escola de Veterinária. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte.

ESTEVANATO, L. L. C. Investigação da biocompatibilidade de polímeros de albumina magnéticos em camundongos. Brasília, 2008. 120f. Dissertação (Mestrado em Ciências Biológicas) Universidade de Brasília – Brasília.

FERNANDES, H. J. A.; REIS, F. B.; KOBERLE, G., et al. Tratamento de fraturas diafisárias instáveis do fêmur com haste intramedular bloqueada. *Rev. Bras. Ortop.* v.32, n.6, p.418-424, 1997.

GOMES, T. L. S.; SIPAS, V. L.; ZINSLY, M. C.; et al. Osteossíntese de fratura Salter-Harris II em fêmur de pônei. *Braz. Jour. Vet. Res. Anim. Scie.* v.41, p.250-251, 2004.

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

HANCE, S.R.; BRAMLAGE, L. R.; SCHEIDER, R. K.; et al. Retrospective study of 38 cases of fêmur fractures in

horses less than one year of age. *Equin. Vet. Jou.* v.24, n.5, p. 357-363, 1992.

HUNGRIA NETO, J.S. Fraturas diafisárias do fêmur: Ainda há indicações para o uso de placas?. *Rev. Bras. Ortop.* v.31, n.6, pág. 234-237, 1996.

HUNT, D. A.; SNYDER, J. R.; MORGAN, J. P. Et al. Femoral capital physeal fractures in 25 foals. *Vet. Surg.* v.19, n. 1, p. 41-49, 1990.

JEAN, G. S.; DeBOWES, R. M.; HULL, B. L. et al. Intramedullary pinning of femoral diaphyseal fractures in enonatra calves: 12 cases (1980-1990). *JAVMA*, v.200, n.9, pág. 1372-1376, 1992.

LIN, J.; LIN, S. J.; CHEN, P. Q. Et al. Stress analysis of the distal locking screws for femoral interlocking nailing. *Jour. Ortop. Res.* v.19, p.57-63, 2001.

MARKEL, M.D. Fracture healing and its noninvasive assesment. In: NIXON, A.J. *Equine fracture repair*. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1996, p.19-29.

MARTINS, E. A. N.; GALERA, P.D.; RIBAS, J. A. S. et al.; Gesso sintético e pinos transcorticais na redução de fratura de tibia em uma bezerra. *Ciênc. Rur.* v.31, p.145 – 148, 2001.

McCLURE, S.R.; WATIKINS, J.P.; ASHMAN, R.B. In vitro evaluation of intramedullary interlocking nail fixation of transverse femoral osteotomies in foals. *Vet. Surg*, n.27, p. 29-36, 1998.

MENDES, P. H. B.; SCAFONO Jr., A. R.; SILVA A, M. G. et al. Consolidação da frautra após o uso de corticóide: estudo experimental em ratos. *Rev. Bras. Ortop*, v.36, n. 9, p. 345-351, 2001

MORELLI, R. S. S.; CASTRO, A. C. B.; ASSIS, M. C. et al.. Considerações sobre o

tratamento das fraturas de fêmur com haste intramedular de Kuntscher. *Rev. Bras. Ortop.* v. 28, n 7, p. 499 – 503, 1993.

OLIVEIRA, L. P.; MATHIAS, J. C.; GUIMARÃES, J. A. Haste intramedular bloqueada: descrição de técnica de bloqueio distal do fêmur. *Rev. Bras. Ortop*, v.29, n.7, p.527-530, 1994.

PACCOLA, C. A. J. Fraturas diafisárias do fêmur no adulto In: HEBERT, S.; XAVIER, R.; PARDINI JR. A. G.; BARROS FILHOS, T. E. P ET AL. *Ortopedia e traumatologia princípios e práticas*. 2. Porto Alegre: Artmed, 1998. pág. 659-671.

ROBERT, J.; BRUMBACK, M.D.; JHON, P. et al. Intramedullary nailing of femoral shaft fracture. Part I: decision-making erros with interlocking fixation. *Jou. Bon. Joint. Surg*, v.70-a, n.10, p.1441-1452, 1988.

RODRIGUES, L. B. Análise computacional e *ex vivo* de uma técnica de redução de fraturas para ossos longo de grandes animais. 168f. (Tese - Doutorado). Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. Escola de Engenharia. Universidade Federal de Minas Gerais. Belo Horizonte.

RUSSEL, T. A. Princípios gerais do tratamento das fraturas. In: CRENSHAW, A. H. *Cirurgia ortopédica de Campbell*. 8. São Paulo: Manole, 1996. pag. 771-834.

RODRIGUES, L. B.; LAS CASAS, E. B. FALEIROS, R.R. et al. Comparação pre-clínica das tensões em parafusos ortopédicos de 3,5 e 4,5mm usando o método de elementos finitos em modelo bovino de haste intramedular bloqueada In: Congresso Brasileiro de Cirurgia e Anestesiologia de Medicina Veterinária, 8., 2008, Recife. *Anais...Recife* 2008.

ROSSETTI, A. C.; RICCO, JR. L. F. MORAES, M., MAGALHÃES, R. M., SUZUKI, I. Tratamento das fraturas complexas da diáfise femoral com “Interlocking nail”. *Ver. Bras. Ortop*, v.32, n.6, p.453-457, 1994.

domésticos. 11. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1996. Cap.30, p.488-520.

SPADETO JR. O.; LAS CASAS, E. B; FALEIROS, R. R. et al. Comparação ex vivo por testes mecânicos de hastes de poliamida, poliacetal, polipropileno, utilizadas para redução de fraturas em fêmur de bezerros pela técnica de haste intramedular bloqueada In: Congresso Brasileiro de Cirurgia e Anestesiologia de Medicina Veterinária, 8., 2008, Recife. *Anais...Recife* 2008.

SILVEIRA, V. A S.; PEREIRA, A. C.; AMDEI S. U. et al. Aspecto interdisciplinar na pesquisa de biocompatibilidade dos materiais dentários. *Rev. Biociên*, v.10, n.4, p.209-213, 2004.

STIFFLER, K.S. Internal fracture fixation. *Clinical Techniques in Small Animal Practice*, v.19, n.3, 105-113. 2004, cap.4.

WIDJAJA, W.; HARTUNG, C. Biomechanical comparasion of different fixations of fêmur-interlockin-nails. *Clin. Biomech*, v16, p702-705, 2001.

TROSTLE, S.S.; WILSON, D. G.; DUELAND, R. T.; MARKEL, M. D. In vitro biomechanical comparasion of solid and tubular interlocking nails in neonatal bovine femurs. *Vet. Surg*, v.24, pag.235-243, 1995.

TROSTLE, S. S.; MARKEL, M. D. Fractures of the femur. *Vet. Clin. Nort. Am: Food Anim. Prat*, v.12, n.1, pag.169-180, 1996.

WASSERMAN, R. H.; KALFELZ, F. A.; LUST, G. Ossos, articulações e líquido sinovial. In: SWENSON, M. J.; REECE, W. O. *Dukes fisiologia dos animais*