

CYRIL ALEXANDRE DE MARVAL

Estudo *ex vivo* e *in vivo* de polímero biocompatível como material alternativo na confecção de haste bloqueada para redução de fraturas em úmero de bezerros

**Belo Horizonte
UFMG – Escola de Veterinária
2006**

M391e Marval, Cyril Alexandre de, 1977-

Estudo ex vivo e in vivo de polímero biocompatível como material alternativo na confecção de haste bloqueada para redução de fratura em úmero de bezeros / Cyril Alexandre de Marval. – 2006.

55 p. : il.

Orientador: Rafael Resende Faleiros

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Veterinária
Inclui bibliografia

1. Bezerro – Cirurgia – Teses. 2. Ossos – Cirurgia – Teses. 3. Ossos – Fraturas – Teses.
4. Ortopedia veterinária – Teses. I. Faleiros, Rafael Resende. II. Universidade Federal de Minas Gerais. Escola de Veterinária. III. Título.

CDD – 636.089 73

Agradecimentos

A Deus pelo mundo maravilhoso e pelas oportunidades da vida.

Aos animais, nobres e inocentes criaturas que tiveram sua integridade violada em benefício de outros, mas não de si mesmo. Minhas sinceras desculpas!

A minha avó Silvia, pessoa mais importante em todos os momentos da minha vida. Devo tudo a você!

Ao meu pai, e a Jú, que sempre me incentivaram em tudo.

A minha mãe, por toda alegria e positivismo.

A minha linda irmã, de quem sinto muita falta.

A Nayara e o Dinarte, por serem tão especiais

Ao professor Rafael, que em primeiro lugar sempre foi meu amigo. Você é o verdadeiro significado da palavra ser humano, amigo, pai, marido, filho, profissional... Em todas as questões você é o melhor!

Ao Professor Geraldo Eleno, que tenho como um pai. Sou muito grato por todos os ensinamentos.

Ao Professor Humberto, com seu humor irradiante. Sempre disponível para ajudar a todos.

Ao Professor Jorge Rio Tinto, amigo, ídolo e pai. Devo muito a você!

A Baity, por estar sempre disposta a ajudar.

A Érica, Lílian, Fernanda, Raquel, Fabiana, Danado, Vinícius, que foram fundamentais para a conclusão desse trabalho.

A Professora Sandra e Professor Ronaldo, que através das fazendas experimentais de Pedro Leopoldo e Igarapé, cederam os animais para a execução do projeto.

Aos amigos da faculdade, do RCAT, da Puc, valeu pela força.

Ao Dr. Jorge Saffar, Dr. Cláudio, Wladimir e a todos do CETEC, que disponibilizaram o laboratório e seu precioso tempo para a excussão dos testes físicos.

A Trauminas, por seu profissionalismo e por todas as facilidades na aquisição dos materiais ortopédicos.

SUMÁRIO		pg
1. Introdução		13
2. Bibliografia consultada		15
2.1 Propriedades biomecânicas do osso		16
2.1.1 Tração		17
2.1.2 Compressão		17
2.1.3 Flexão		17
2.2 Cicatrização óssea		17
2.2.1 Fase inflamatória		18
2.2.2 Fase de reparo		19
2.2.3 Fase de remodelamento		20
2.3 Classificação das fraturas		21
2.4 Fraturas de úmero em bovinos		22
2.5 Técnicas de fixação interna de fraturas		23
2.5.1 Implantes		23
2.5.1.1 Parafusos corticais		23
2.5.1.2 Placas ósseas		24
2.5.1.3 Pinos de Steinmann		24
2.5.1.4 Haste intramedular bloqueada		24
3. Material e Métodos		27
3.1 Experimento I - Avaliação <i>ex vivo</i> comparando as propriedades físicas de úmeros íntegros com úmeros fraturados submetidos à técnica de redução por haste bloqueada		27
3.1.1 Amostras		27
3.1.2 Haste		28
3.1.3 Fratura e inserção da haste		28
3.1.4 Testes físicos		29
3.1.5 Determinação e análise de dados		30
3.2 Experimento II - Avaliação <i>in vivo</i> da aplicabilidade do polipropileno como haste bloqueada em bezerros neonatos		30
3.2.1 Animais		31
3.2.2 Anestesia e controle da dor		31
3.2.3 Cirurgia para fratura e inserção da haste		31
3.2.4 Avaliação pós-operatória		32
4. Resultados		34
4.1 Experimento I, <i>ex vivo</i>		34
4.2 Experimento II, <i>in vivo</i>		36
4.2.1 A anestesia e a técnica cirúrgica		36
4.2.2 Avaliação pós-cirúrgica		37
4.2.3 Avaliação radiológica		41
4.2.4 Avaliação ultra-sonográfica		42

5. Discussão	46
5.1 Experimento <i>ex vivo</i>	46
5.2 Experimento <i>in vivo</i>	52
6. Conclusões	61
7. Referências bibliográficas	62
8. Anexo	67

Lista de tabelas

Tab. 1 - Distribuição dos tipos de fratura de úmero e percentual de ocorrência segundo a AO/ASIF.	22
Tab. 2 – Percentual dos principais problemas encontrados na avaliação de 200 cirurgias com haste intramedular bloqueada em fraturas de fêmur em humanos	26
Tab. 3 - Escore de avaliação de dor no foco da fratura e de claudicação no pós-operatório de bezerros submetidos à redução de fratura por haste bloqueada.	33
Tab. 4 – Forças de ruptura em Newton (N) e percentuais comparativos de resistência entre úmeros íntegros (esquerdo) e instrumentados (direito) de bezerros, nos testes de compressão e flexão.	36
Tab. 5 – Valores médios semanais das avaliações clínicas diárias dos animais 1,3, 4 e 5. Os valores da frequência cardíaca e da temperatura retal estão em valores absolutos. Os valores de grau de dor no foco da fratura e grau de claudicação foram dados em escores de 1 - 5, seguindo os seguintes parâmetros: 1 Ausente; 2 Discreta; 3 Leve; 4 Moderada; 5 Intensa, para Grau de dor foco fratura e 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, para Grau de claudicação.	40

Lista de figuras

Fig. 1 – Úmeros de bezerros submetidos a testes de físicos em máquina de ensaios universal. A - Teste de flexão. Observar o suporte de madeira e o pistão aplicador de carga na diáfise. B - Teste de compressão. Observar as bases metálicas nas extremidades ósseas.	30
--	----

- Fig. 2 – Úmeros de bezerros submetidos ao teste de flexão em máquina universal. A – Osso íntegro: a seta indica fratura oblíqua na diáfise óssea durante a flexão. B – Osso instrumentado: a seta indica fragmentação da borda caudal do fragmento distal ao final do teste de flexão. C – Osso instrumentado: a seta indica o ponto de ruptura da haste no local de passagem do parafuso. 35
- Fig 3. – Úmeros de bezerros submetidos ao teste de compressão em máquina universal. As setas indicam a linha de fratura nos ossos instrumentados dos animais número um (A), quatro (B) e cinco (C). Os círculos indicam o deslizamento dos fragmentos. 35
- Fig. 4 – Exposições radiográficas latero-mediais de bezerros submetidos ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Animais um (A) e três (B), radiografados imediatamente após a cirurgia, antes do apoio. Animais quatro (C) e cinco (D) radiografados dois dias após a cirurgia. Observa-se que os úmeros radiografados com 48 horas após a cirurgia apresentavam leve grau de desalinhamento dos fragmentos ósseos, com destaque para o animal quatro (C). 43
- Fig. 5 – Exposições radiográficas latero-mediais de bezerro submetido ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Radiografias seqüenciais do animal três, nos tempos zero (A), 15 (B), 30 (C), 45 (D) e 60 (E) dias. Nota-se o deslizamento ocorrido de A para B, e a estabilização entre B e os demais tempos. Em B, a seta indica o início de reação periosteal. Em C, a reação é muito mais evidente. Em D há o encontro entre as proliferações ósseas. Em E, a fratura está praticamente consolidada. 43
- Fig. 6 – Exposições radiográficas crânio-caudais de bezerros submetidos ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. A - animal um com duas semanas de operado. Note que os parafusos de 4,5mm estão retilíneos. B - animal três com duas semanas de operado. Já há evidências de envergamento nos três parafusos proximais. C - animal quatro com quatro semanas de operado. O parafuso proximal está nitidamente curvado, e o parafuso distal está projetado no foco da fratura. D e E - animal cinco com dois e quinze dias de operado, respectivamente. Em D, já é possível verificar que os dois parafusos proximais estão cedendo e em E, os dois estão quebrados. 44
- Fig. 7 – Imagem ultra-sonográfica longitudinal do tendão do músculo bíceps de bezerro neonato submetido ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Animal três. A - membro sadio aos 30 dias de pós-cirúrgico. B - membro tratado aos 30 dias. C - membro tratado aos 60 dias. Note em B, uma área hipoecóica na região central do tendão (setas). 44
- Fig. 8 – – Imagem ultra-sonográfica transversal (A e B) e longitudinal (C, D, e 33

E)do tendão do músculo bíceps (**T**)de bezerro neonato submetido ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Animal quatro. A - imagem transversal do tendão e do tubérculo maior (setas) do membro sadio. B - imagem transversal do tendão e do tubérculo maior do membro tratado. Em destaque a proximidade do furo provocado pela broca (seta) com o tendão (circulo) e sua bainha. C – Imagem longitudinal do tendão do músculo bíceps no membro sadio aos 30 dias (setas). D - Imagem longitudinal membro tratado aos 30 dias. Observa-se o espessamento do tendão e a presença de estrutura semelhante a um coágulo de fibrina entre o tendão e o osso (seta). E - imagem longitudinal do tendão do músculo bíceps no membro tratado aos 60 dias, mostrando a redução dos sinais inflamatórios, mas ainda com áreas hipoecóicas perceptíveis no tendão (setas).

Fig. 9 – Base de polimetilmetacrilato cortado ao meio, demonstrando a adaptação do acrílico à cabeça do úmero. 49

Fig. 10 – Úmeros bovinos submetidos *ex vivo* ao sistema de redução de fratura com haste intramedular bloqueada após o teste de flexão. As setas demonstram fragmentação da borda caudal do fragmento distal em todos os ossos. A seqüência de A a F representa, respectivamente, os animais de 1 a 6. 49

Fig. 11 – Úmeros bovinos submetidos *ex vivo* ao sistema de redução de fratura com haste intramedular bloqueada após o teste de flexão. Setas demonstrando o ponto de falha das hastes nos testes de flexão, sempre na região de aplicação dos parafusos. 50

Fig. 12 – Úmeros bovinos íntegros após o teste de compressão. As áreas em destaque por setas amarelas indicam os pontos onde houveram as falhas nas placas de crescimento. Em C, houve fratura de parte da diáfise, além da placa de crescimento (a). Em D e em F, houve esmagamento da placa de crescimento (b e c, respectivamente). 50

Fig. 13 – Úmero bovino submetido *ex vivo* ao sistema de redução de fratura com haste intramedular bloqueada após o teste de compressão. Observa-se o deslizamento entre os fragmentos ósseos. O fragmento proximal projetou-se em sentido cranial, criando dois pontos de desencontro ósseo, em A, a borda caudal do fragmento distal e em B a borda cranial do fragmento proximal. 51

Fig. 14 – Foto das faces laterais dos úmeros esquerdo (intacto) e direito (tratado), removidos do animal número 2 após o óbito. A seta indica o deslocamento sofrido pelo osso com 11 dias de operado. É possível verificar um discreto encurtamento no úmero direito em relação ao antúmero oposto. 57

Fig. 15 – A figura demonstra a diferença entre os diâmetros dos fragmentos distal (à esquerda) e proximal (à direita). Note o espaço que o parafuso fica sem 57

apoio no interior do fragmento proximal (ver seta).

Fig. 16 – Fotos úmeros esquerdo (íntegro) e direito (Tratado), removidos do animal número 1 após o óbito (8 meses após a cirurgia) . **A** - imagem das faces caudais dos ossos. Observar a diferença entre as espessuras das diáfises ósseas. Observa-se também ligeira redução do comprimento do osso tratado em relação ao íntegro. **B** e **C** – imagens das faces laterais dos ossos íntegro e tratado, respectivamente. Perceber a maior espessura da diáfise em C. 58

Fig. 17 – Fotos da face lateral, do úmero direito (Tratado), removidos do animal número 1 após o óbito (8 meses após a cirurgia). Foram realizados cortes longitudinais no sentido latero-medial, ocorrendo aumento na profundidade do corte de A até C. **A** – **(a)** Observar o osso consolidado com deslocamento. **(b)** Deslocamento da haste sincrônico com o deslocamento ósseo. **(c)** Local de entrada da haste completamente reparado. **B** – As setas indicam a face de contato com a haste de polipropileno após sua remoção. O círculo demonstra a espessura do calo. **C** – Corte abaixo do polipropileno, demonstrando a regularidade e a espessura do calo. 58

Resumo

Para o experimento ex vivo, foram utilizados seis pares de úmeros, onde o lado direito foi instrumentado com a haste de polipropileno e bloqueada com quatro parafusos. Em seguida, foram submetidos a testes físicos de flexão e compressão. Os ossos submetidos a técnica foram capazes de resistir a 36,5% da carga suportada pelos ossos íntegros nos testes de flexão e a 66,4% nos testes de compressão.

No experimento in vivo, a haste foi implantada em cinco animais que tiveram fratura induzida em seus úmeros. Dos cinco animais, um veio a óbito com oito meses após a cirurgia e o outro com onze dias de pós-cirúrgico. Todos os animais apresentaram deslizamento dos fragmentos e um apresentou quebra de dois parafusos. A haste foi eficiente em promover estabilidade do foco de fratura, permitindo a consolidação da mesma em todos os casos.

Palavras chave: Bezerros, haste bloqueada, polipropileno

Abstract

With aim to develop an interlocking nail system using polypropilene for long bone fractures repair and to contribute for the treatment of fractures of humerus in bovine neonatos, two experiments were accomplished. In the *ex vivo* study, six pairs of humeruses were used. The right ones were fixed with nails interlocked with four screws and the left ones were maintained intact. Physical tests in an universal machine showed that the bones submitted to the technique were capable to resist on the average at 36,5% in bending and at 66,4% in compression of the load supported by the intact bones. In the *in vivo* study the interlocking nail system was implanted in five animals that had fracture induced in its humeruses. All of them recovered satisfactorily of the anesthesia and could use the member immediately after the surgery. In one of the animals the nail broke and had to be substituted the following day to the surgery. In spite of the fact that the stability of the fracture had been recovered, this animal had precocious death related to blood parasites. In the other ones, in spite of light misalignment of the fragments in the immediate post-surgery, and the occurrence of screw break in one of them, bony consolidation was completed at the end of a 60-days period. Polypropilene presented limited resistance for use as an interlocking nail. However, the system of interlocking nail made of polymer was efficient in promoting bony repair in the humerus of neonate calves and it should be a viable alternative for use in clinical cases.

Words key: interlocking nail, polypropilene, humerus, orthopedics, bovine.

1. Introdução

As fraturas ósseas estão entre os problemas médicos mais comuns, podendo ocorrer em pessoas e animais domésticos de todas as idades. Os cuidados com as fraturas se concentram na identificação do tipo e da extensão do trauma e na criação de um ambiente biológico que maximize os processos normais de reparação do osso. Um dos principais objetivos do tratamento é evitar as muitas complicações que podem acompanhar a lesão músculo esquelética.

Há vinte anos os princípios de tratamento e redução de fraturas eram dogmas intocáveis. No entanto, com o avanço tecnológico, desenvolveu-se grande variedade de instrumentos, materiais para implante e técnicas para a fixação interna de fraturas em humanos. Atualmente, preconiza-se que o tratamento das fraturas seja realizado com o método chamado de fixação biológica, onde a manipulação e o trauma no foco da fratura são os menores possíveis.

O sistema de haste bloqueada promove uma satisfatória estabilidade no foco da

fratura (McClure et al., 1998), e vem sendo considerado o implante de escolha na ortopedia humana para o tratamento de fraturas cominutivas no fêmur, úmero e tibia (Zehtab, 2004), além de suportar cargas elevadas *in vivo*, o que permite o paciente retornar da anestesia com imediato apoio no membro fraturado. Estudos mostram que houve um aumento no reparo ósseo de fraturas de tibia em humanos quando foi utilizada a haste bloqueada, melhora essa atribuída ao fato de ser um procedimento semi-fechado, minimizando o trauma sobre os vasos periosteais e extra ósseos, reduzindo dessa forma as possibilidades de infecção e otimizando a cicatrização do osso (Nunamaker, 1996).

A busca por materiais cada vez mais leves, resistentes, de baixo custo e biocompatíveis tem crescido dia-a-dia (van der Elst et al., 1999). O polipropileno é o material biocompatível mais utilizado no reparo de lesões da cavidade abdominal em humanos, permanecendo em contato direto com as vísceras, devido a baixa reatividade, que

se soma as vantagens de alta resistência e baixo custo (Goissis et al., 2001). Além disso, há uma variedade de fios cirúrgicos feitos de polipropileno, o que reflete mais uma vez sua biocompatibilidade.

Diante do exposto, o desenvolvimento 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, a posteriori, uma alternativa atraente para uso em ortopedia humana.

O tratamento da fratura de ossos longos em grandes animais, principalmente o úmero e o fêmur, permanece um desafio para a medicina veterinária devido às grandes massas musculares envolvidas, à dificuldade de imobilização externa da parte proximal dos membros, à impossibilidade de manter os animais sem utilizar o membro afetado para apoio no pós-cirúrgico e o elevado custo dos implantes metálicos comumente utilizados (Rakestraw, 1996).

Em animais neonatos ainda existe outro agravante, pois a fina cortical do úmero não favorece a aplicação de placas ortopédicas, tratamento até então de escolha para estes ossos (De Marval et al. 2004; Ames, 1981; Hamilton e Tulleners, 1980). Desta forma, a redução da fratura da diáfise do úmero nesses animais utilizando haste intramedular bloqueada confeccionada com polímero pode se constituir em uma alternativa viável, por ser um método que não sobrecarrega a cortical óssea e pela viabilidade econômica do material proposto.

As hipóteses deste trabalho foram:

ü Os ossos instrumentados, com o polipropileno na forma de haste bloqueada, são capazes de resistir a uma carga aproximada àquela suportada pelos ossos íntegros em teste físicos de compressão e flexão.

ü O polipropileno, por suas propriedades de biocompatibilidade, pode ser utilizado como haste intramedular *in vivo*, permitindo estabilidade da fratura e cicatrização óssea.

ü O sistema de haste intramedular bloqueada de polipropileno é viável para ser utilizado no tratamento das fraturas de diáfise em úmeros de bezerros neonatos.

Os objetivos deste trabalho foram:

ü Desenvolver um sistema para redução interna de fraturas em ossos longos com uso de um polímero biocompatível na forma de haste bloqueada intramedular.

ü Verificar, *ex vivo*, as propriedades físicas deste sistema, comparando ossos íntegros com aqueles fraturados e submetidos à redução com a técnica proposta.

ü Avaliar a viabilidade da utilização do sistema proposto *in vivo*.

ü Desenvolver um sistema viável e de baixo custo para redução de fraturas na diáfise do úmero de bezerros neonatos.

2. Bibliografia consultada

Na classificação evolutiva das espécies, vemos que os vertebrados ocupam o topo da cadeia. Isso se deve não só pelo maior desenvolvimento do sistema nervoso

central, mas também pelo desenvolvimento de um endoesqueleto, não mais formado por quitina, mas sim por uma estrutura mineral e orgânica que conferiu extrema resistência e dinâmica ao corpo animal.

O osso, estrutura básica de formação dos vertebrados, é o responsável pela proteção interna dos órgãos, é um facilitador da ação muscular com a qual realiza a locomoção, além de servir como banco mineral de cálcio e fósforo (Markel. 1996a).

Macroscopicamente é formado por uma porção compacta, cortical, presente nos ossos longos. Além disso, possui uma parte esponjosa, trabecular, composto por uma fina rede entrelaçada. Os ossos longos são divididos em duas epífises (extremidades articulares), uma diáfise (porção longa do osso), duas fises (placa de crescimento nos animais jovens) e duas metáfises (região entre diáfise e fise) (Markel 1996a; Rahn. 1999).

Toda a extensão óssea, com exceção das superfícies articulares, regiões onde há origem ou inserção de ligamentos e dos

locais de fixação da cápsula articular, são recobertos pelo periósteo, uma estrutura composta por um plano externo, fibroso, permeado por vasos e fibras nervosas e um plano interno, osteogênico, que abastece com células osteogênicas os locais que sofreram fraturas e são responsáveis pelo crescimento aposicional antes da maturidade óssea (Markel, 1996a).

Os osteoblastos são os principais responsáveis pela deposição de matriz orgânica no osso e encontram-se presentes na superfície do mesmo (Boskey, 1981). Um percentual desses osteoblastos enclausuram-se na sua própria matriz e tornam-se os osteócitos, células com metabolismo mais baixo que os osteoblastos. Os osteoclastos são células grandes, multinucleadas que localizam-se na superfície óssea ou próxima a ela e são os responsáveis pela reabsorção óssea (Fetter, 1985).

2.1 Propriedades biomecânicas do osso

As propriedades biomecânicas diferem entre si, de acordo com o tipo ósseo envolvido. O osso cortical é mais resistente que o osso esponjoso, no entanto, sua falha estrutural ocorre em média com 2% de deformação quando submetido a força externa, enquanto que o osso esponjoso sofre falha com 75% de deformação. Isso ocorre pelo fato do osso esponjoso possuir uma estrutura porosa, que permite o armazenamento de quantidade de energia antes de romper (Hulse e Hyma, 1993).

O osso, como uma estrutura, não responde similarmente a cargas em diferentes orientações. Por exemplo, é mais resistente à compressão do que à tração. Esse fenômeno de possuir propriedades direcionais é chamado de anisotropia. Um material que não exhibe nenhuma orientação estrutural nem dependência peculiar na orientação é chamado de isotrópico (Markel, 1996b).

A resposta biomecânica dos ossos a forças a que são submetidos depende de muitos fatores, incluindo as propriedades

materiais do tecido ósseo, a geometria do osso, o modo que é aplicada a carga, a intensidade da carga e a frequência com que ela é aplicada (Hulse e Hyman, 1993; Auer, 1999).

2.1.1 Tração

A tração é uma força aplicada no eixo longitudinal do osso, em sentido divergente. Quando uma estrutura é submetida à tensão, ela altera sua forma, alongando-se e tornando-se mais fina. Isso faz com que a falha ocorra ao redor dos osteons causando um descolamento nessas estruturas. Clinicamente, as fraturas por tensão ocorrem em vários locais, como proximalmente na ulna, nos ossos sesamóides proximais, na patela e no calcâneo (Auer, 1999).

2.1.2 Compressão

A compressão é uma força aplicada sobre o eixo longitudinal do osso, em sentido de convergência. Sob compressão, a estrutura óssea encurta-se e seu diâmetro seccional aumenta.

Clinicamente, fraturas puramente compressivas são raras em grandes animais, mas são a principal causa de fraturas em forma de Y distais no úmero e fêmur. (Hulse e Hyman, 1993)

2.1.3 Flexão

Quando o osso é submetido a uma flexão, ele é simultaneamente comprimido em um lado e tensionado do outro. Pela propriedade anisotrópica do osso, quando submetido à flexão, a falha sempre ocorrerá na face submetida a tensão (Rahn, 1999).

2.2 Cicatrização óssea

O tecido ósseo tem uma habilidade única de reparar completamente após uma fratura, e por isso retorna à sua estrutura tecidual original e às propriedades mecânicas associadas. A pele, os músculos e o tecido tendíneo são incapazes de regenerar completamente após uma lesão, ficando com tecido cicatricial permanente (Markel, 1996c).

O processo de cicatrização das fraturas é geralmente dividido em três fases, a inflamatória, a de reparo e o remodelamento. Embora essas fases estejam em seqüência, não há diferenciação nítida entre elas, estando muitas vezes mais de uma fase presente (Auer, 1999).

2.2.1 Fase inflamatória

Essa é primeira etapa no processo de cicatrização óssea, e tem duração média de duas a três semanas, sendo considerada pré-requisito para a fase subsequente. Se ocorrer um sério impedimento nessa fase, a reparação tecidual ficará comprometida (Hunt, 1984).

Com o trauma que leva a fratura, ocorre também a ruptura de vasos sangüíneos que promoverão um sangramento no local da lesão. O hematoma proveniente desse sangramento fará a ligação entre as extremidades ósseas fraturadas.

Devido às extremidades ósseas estarem desprovidas de suprimento sangüíneo, os osteócitos dessa região morrem,

resultando em uma borda óssea acelular. Além disso, o periósteo, a medula óssea, e os tecidos adjacentes também são danificados, contribuindo para o acúmulo de material necrótico na região da fratura. Esse material evoca uma imediata resposta inflamatória expressada por uma vaso dilatação difusa e uma exudação nos tecidos adjacentes. O resultado é um edema e a migração de macrófagos e polimorfonucleares na região da fratura (Auer, 1999).

As reações vasculares e celulares são desencadeadas pela liberação de mediadores químicos como as cininas, os fatores de complemento, a histamina, a serotonina, as prostaglandinas e os leucotrienos. Juntos, esses elementos mediam a reação inflamatória, causando vaso dilatação, migração de leucócitos e quimiotaxia. As plaquetas contribuem com fatores de crescimento, que iniciarão a angiogênese e a proliferação de células mesenquimais. Os macrófagos e, em menor proporção, os linfócitos auxiliam na destruição das bactérias e também estimulam o reparo pela liberação de

fatores de crescimento celular (Markel, 1996c).

2.2.2 Fase de reparo

A fase de reparo pode durar de dois a 12 meses para se completar, e é caracterizado por um aumento no diâmetro nas extremidades ósseas da fratura, o calo. Esse aumento é constituído por tecido fibroso, cartilaginoso e ósseo (Auer, 1999).

O desenvolvimento desse tecido se dá por células mesenquimais pluripotentes, oriundas do perióstio, dos músculo e fâscias, do tecido endotelial e perivascular, de células da medula óssea e de células sangüíneas (Rhineland, 1972).

Apesar dos constituintes do calo estarem presentes com poucas horas após o trauma, ele não adquire suas características morfológicas com menos de sete a doze dias. As primeiras células que invadem o calo recém formado são as células mesenquimais, os macrófagos. Essas células movem-se pelos capilares

em crescimento. Por volta do quarto dia pós-trauma, colônias localizadas de células cartilaginosas podem estar presentes no calo ainda macio. Ao mesmo tempo, o perióstio inicia a formação de osso, que é depositado em camadas em superfícies estáveis. Por isso o calo é depositado externa e internamente nas extremidades ósseas fraturadas. Com o tempo, ocorre um espessamento próximo ao foco da fratura (Rahn, 1999).

Por volta de 12 dias após o trauma, a fenda da fratura é preenchida por uma massa, o calo mole, constituído principalmente de tecido fibroso e poucas células de tecido cartilaginoso e ósseo. Cada tipo celular contribui com um tecido específico para a formação do calo. Os fibroblastos produzem colágeno, os condroblastos glicosaminoglicanos e os osteoblastos formam os osteóides (Auer, 1999).

O suprimento sangüíneo em um membro fraturado aumenta várias vezes em relação ao normal. Apesar disso, é aceito geralmente que existe uma hipoxemia relativa no foco da fratura. Isso é um

resultado do consumo de oxigênio pela atividade celular no calo, com um aumento ainda maior no fluxo sanguíneo (Markel, 1996c).

Uma alta tensão de oxigênio nos tecidos sob condições estáveis, por exemplo, quando as fraturas são reduzidas por placas de compressão, favorece a formação de tecido ósseo. Ao contrário, uma baixa tensão de oxigênio em ambiente semelhante, resulta na formação de cartilagem. Instabilidade na presença de altas concentrações de oxigênio estimula a formação de tecido fibroso. Inicialmente, no processo de reparo, predomina a formação de tecido cartilaginoso, e os glicosaminoglicanos estão presentes em altas concentrações. No entanto, nos estágios posteriores, predomina a formação de tecido ósseo (Auer, 1999).

A conversão do calo mole em um calo rígido ocorre com grande variação, dependendo dos eventos iniciais. O tecido ósseo que é encontrado predominantemente no calo rígido, desenvolve-se através da ossificação

endocondral e da mineralização da matriz osteóide. Microscopicamente, esses eventos não são evidentes durante a primeira semana após a injúria, mas podem ser demonstrados radiograficamente após duas a três semanas (Rahn, 1999).

2.2.3 Fase de remodelamento

A fase de remodelamento é a última fase da cicatrização óssea e inicia-se no meio da fase de reparo. Essa fase caracteriza-se pela conversão de um calo denso mais desorganizado, formado por ondas de osso que fazem uma ponte entre as extremidades ósseas, em um organizado sistema de osso lamelar de resistência normal (Markel, 1996c).

Para que ocorra o remodelamento, é necessário que o osso depositado seja absorvido. Esse trabalho é realizado pelos osteoclastos. O primeiro local de atuação dos osteoclastos é o próprio local de fratura, onde durante as três primeiras semanas após a injúria, parece ocorrer um aumento da área de fratura. Esse

fenômeno é a reabsorção osteoclástica das extremidades da fratura que estão avasculares ou necrosadas (Rahn, 1999).

Quando ocorrem deformidades angulares decorrentes da má consolidação, essas são corrigidas por si só no remodelamento. Entretanto, quando ocorrem deformidades rotacionais, essa fase não é capaz de corrigi-las. Qualquer deformação óssea no local de fratura induz a potenciais elétricos. Potenciais eletro positivos podem ser demonstrados na superfície convexa (tensão) do calo, e eletronegativos na superfície côncava (compressão) (Auer, 1999). Os osteoclastos são atraídos para o pólo positivo, reabsorvendo o osso, e os osteoblastos para o negativo, depositando osso (Auer, 1999; Markel, 1996c).

2.3 Classificação das fraturas

A classificação dos tipos de fraturas é importante principalmente na decisão de qual técnica de redução será utilizada. 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. As principais complicações associadas às fraturas expostas são infecção e aumento na incidência dos danos neurovasculares (Van Houwelingen e McKee, 2004).

Não existe um sistema universal de classificação de fraturas, sendo na maioria das vezes utilizado o AO/ASIF (Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesfragen/Association for the Study of Internal Fixation), que é um sistema de classificação de fraturas de ossos longos baseado na morfologia da linha de fratura. Ele divide as fraturas em três 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 desse é dividido em subgrupos que utilizam propriedades específicas da fratura, conforme exposto na Tabela 1 (Van Houwelingen e McKee, 2004).

Tabela 1 - Distribuição dos tipos de fratura de úmero e percentual de ocorrência segundo a AO/ASIF.

Tipo de fratura	Descrição	% Ocorrência
A1	Simples espiral	29,2
A2	Simples oblíqua	10,8
A3	Simples transversa	23,3
Total		63,3
B1	Cunha em espiral	17,1
B2	Cunha curva	8,3
B3	Cunha fragmentada	0,8
Total		26,2
C1	Espiral complexa	5,4
C2	Fratura segmentada	3,3
C3	Fratura cominutiva irregular	1,7
Total		10,4

2.4 Fraturas de úmero em bovinos

O úmero é um osso curto, espesso, e protegido por uma massa muscular considerável. A fratura de úmero, representa 18% das fraturas dos ossos longos em bovinos. Pelas características do úmero, suas fraturas são provocadas

normalmente por brigas, quedas, colisões com objetos e em animais jovens por pisoteio. As fraturas normalmente são em espiral ou oblíquas, com graus variados de fragmentação (Rakestraw, 1996).

2.5 Técnicas de fixação interna de fraturas

A fixação interna é a técnica cirúrgica de uso de implantes para a redução de fraturas ósseas, tanto na superfície quanto na medula (Auer, 1999).

2.5.1 Implantes

Os implantes utilizados para a redução de fraturas, incluem parafusos, placas ósseas, pinos e hastes, e podem ser utilizados sozinhos ou em conjunto (Auer, 1999).

As fraturas nos ossos longos dos animais de grande porte sempre representaram um desafio para o médico veterinário, uma vez que a perda da função de um dos membros quase sempre se torna incompatível com a vida, pois seu peso elevado inviabiliza a permanência em estação por longos períodos. Por outro lado, o decúbito prolongado gera áreas de pressão sobre sua musculatura, causando lesões graves na mesma. Portanto, a técnica de fixação para essa classe de animais deve ser realizada com materiais resistentes, que promovam bom

alinhamento, baixa rotação e resistam às forças de flexão, já que os animais irão apoiar o peso assim que recuperarem da anestesia (McClure et al., 1998).

2.5.1.1 Parafusos corticais

Os parafusos são os implantes mais utilizados em ortopedia eqüina. Para conseguir o alinhamento e a compressão interfragmentária, o parafuso deve ser aplicado de forma que ocorra tração no momento do aperto. Esse efeito é obtido perfurando-se o fragmento proximal (de entrada do parafuso) com uma broca do diâmetro externo do parafuso, e o fragmento distal (de saída do parafuso) com uma broca de diâmetro correspondente ao corpo do mesmo, ou ainda utilizando-se um parafuso com rosca parcial (Auer, 1999).

Essa técnica é utilizada para fixar pequenos fragmentos em ossos longos ou para fraturas condilares. Os parafusos também são utilizados para fixar as placas ósseas (Auer, 1999).

2.5.1.2 Placas ósseas

As placas de compressão dinâmica (PCD) são os implantes mais utilizados e versáteis para fixar fraturas em ossos longos de equinos e bovinos, sempre associadas à imobilização externa para promover sustentação adequada (De Marval et al., 2004).

O formato de seus furos permite que a colocação dos parafusos gere uma força de tração, em cada lado da placa, resultando em compressão do foco de fratura (Auer, 1999). Estudos *in vitro* demonstraram sua superioridade em relação à haste intramedular, principalmente nos testes físicos de torção (Lopes et al., 1999). No entanto, um estudo de casos clínicos em animais portadores de fraturas de tíbia, foram demonstradas propriedades mecânicas inadequadas das PCD (McDuffee et al., 2000), onde o resultado final foi a falha do implante (Nunamaker, 1996).

As técnicas que utilizam placas de fixação óssea apresentam a desvantagem da necessidade de exposição óssea extensa para sua aplicação, além de

interferirem no suprimento sanguíneo periosteal e extra-ósseo (McDuffee et al., 2000), que pode evoluir para necrose (Fernandez et al., 2004). As conseqüências possíveis são infecção, demora no reparo e muitas vezes fadiga e falha do implante (Nunamaker, 1996).

2.5.1.3 Pinos de Steinmann

As fixações intramedulares têm sido pouco utilizadas em ortopedia de grandes animais. Os pinos intramedulares sozinhos ou em conjunto com cerclagens de arame são amplamente utilizados em fraturas de pequenos animais (Nixon et al., 1996).

Os pinos de Steinmann fornecem resistência adequada à flexão e à compressão, mas dão pouca resistência à torção, além de ser comum a migração do implante, devido à instabilidade conferida pela técnica (Nixon et al., 1996).

2.5.1.4 Haste intramedular bloqueada

O sistema de haste intramedular foi desenvolvido em 1958 por Kuntsher, com

os objetivos de promover bom ajuste da haste com o endósteo, ser resistente o suficiente para suportar o peso e realizar a função óssea e ser implantado sem intervir no foco da fratura. No entanto, existia ainda uma inconveniência relativa à instabilidade rotacional no foco da fratura. Desenvolveram-se, para solucionar esse problema, uma haste intramedular com um furo no segmento proximal e outro no segmento distal, os quais eram transfixados por parafusos através do osso. Após essa modificação, que estabilizou a rotação no foco da fratura, o sistema passou a ser chamado de haste intramedular bloqueada (McClure et al., 1998).

As hastes intramedulares bloqueadas suportam cargas elevadas *in vivo*, o que permite o paciente retornar da anestesia com imediato apoio no membro fraturado (Nunamaker, 1996). É o implante de escolha na ortopedia humana para o tratamento de fraturas cominutivas no fêmur, úmero e tíbia (Zehtab, 2004).

A associação de uma técnica de redução interna de fraturas com a imobilização

externa tem apresentado resultados satisfatórios no tratamento das fraturas nos ossos longos distais de grandes animais. Contudo, nas fraturas de úmero e fêmur não é possível imobilização externa satisfatória. Assim, estudos recentes têm sido conduzidos no sentido de desenvolver sistemas de haste intramedular bloqueada adequadas a esses ossos, que seriam aplicados sem necessidade de outro tipo de imobilização (Auer,1999). Um dos principais problemas tem sido seu elevado custo. O material mais utilizado na fabricação da haste é o aço inoxidável que agrega à mesma um preço 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 (Herthel, 1996). O uso de hastes metálicas também pode implicar em aumento de custo pela necessidade de uma segunda cirurgia para retirada desse implante (van der Elst et al., 1999).

Tabela 2 – Percentual dos principais problemas encontrados na avaliação de 200 cirurgias com haste intramedular bloqueada em fraturas de fêmur em humanos.

Problemas encontrados	% Ocorrência
Trombose venosa profunda	2%
Embolia gordurosa	3%
Ossificação heterotópica	4,5%
Encurtamento do membro	6%
Alongamento do membro	1,5%
Bursite sobre o trocanter maior do fêmur	2%
Quebra da broca dentro do osso	1%
Falha em acertar a haste	3%
Mal posicionamento no fragmento distal	8%
Infecção de pele	2%
Infecção da área de implante ou do foco da fratura	3,5%
Não união	7,5%
União tardia	2,5%
Desvios angulares	5,5%
Falha da haste	3%
Falha dos parafusos	2,5%
Recoo dos parafusos	3%
Fratura associada a haste	0,5%
Fragmentação da cortical	2,5%

Fonte: Rao et al. 1997

O elevado custo das hastes metálicas torna muitas vezes o uso do sistema de haste bloqueada inviável, principalmente na medicina veterinária. A busca por materiais cada vez mais leves, resistentes, de baixo custo e biocompatíveis tem crescido nos últimos anos (van der Elst et al., 1999). O polipropileno é um polímero biocompatível, leve e de custo relativamente baixo, que é utilizado como implante a muitos anos. É o material mais utilizado no reparo de lesões da cavidade abdominal em humanos, permanecendo em contato direto com as vísceras, devido a sua baixa reatividade, que se somam as vantagens de alta resistência e baixo custo (Goissis et al., 2001). Além disso, há uma variedade de fios cirúrgicos feitos de polipropileno, o que reflete mais uma vez sua biocompatibilidade.

Em um estudo feito por Rao et al. (1997), foram avaliados 200 cirurgias de haste bloqueada inseridas em fêmures humanos. Nessas avaliações foram constatados os principais problemas encontrados no período pós-operatório.

Esses problemas estão relacionados na Tabela 2.

3. Material e Métodos

3.1 Experimento I - Avaliação *ex vivo* comparando o percentual de resistência de úmeros íntegros com úmeros fraturados submetidos à técnica de redução por haste bloqueada

3.1.1 Amostras

Foram utilizados 12 pares de úmeros obtidos de bezerros machos da raça Holandesa, com idade entre 15 e 30 dias, necropsiados no Setor de Patologia da Escola de Veterinária da UFMG, após participarem de um experimento sobre hidratação após diarreia osmótica induzida. Imediatamente após o abate, esses ossos foram dissecados dos tecidos moles adjacentes, acondicionados em sacos plásticos e conservados por congelamento a -20°C .

3.1.2 Haste

Foram utilizadas hastes de polipropileno com diâmetro de 13mm, adquiridas em loja especializada em polímeros industriais. Segundo o fabricante, o material possui resistência de tensão de ruptura à tração de 4300-5500 PSI, tensão de ruptura à compressão de 8500-10000 PSI e tensão de ruptura à flexão de 6000-8000 PSI.

As hastes foram cortadas em comprimentos de 15 cm, suas bordas foram arredondadas para minimizar o trauma de aplicação. Após preparadas e limpas, eram esterilizadas em autoclave.

3.1.3 Fratura e inserção da haste

Depois de descongelados à temperatura ambiente por 12 horas, os úmeros direitos foram seccionados em sua diáfise, na transição entre os terços médio e proximal, de forma a simular uma fratura oblíqua. A fratura foi realizada em sentido caudo-proximal para crânio-distal com serra em fita, em um ângulo de aproximadamente 30 graus em relação ao

eixo longitudinal do osso, sendo o ponto inicial de corte localizado 1,0cm distal ao colo da cabeça do úmero, em sua face caudal. Os úmeros esquerdos foram mantidos íntegros para serem submetidos aos testes como grupo controle.

A redução da fratura foi feita pela aplicação retrógrada de haste de polipropileno¹ de 13 mm de diâmetro, após a abertura do canal medular com uma broca de aço do mesmo diâmetro. Essa abertura foi realizada apenas na extensão do canal medular no fragmento distal e no proximal se entendeu até produzir abertura no tubérculo maior do úmero. Para bloqueio da haste, foram utilizados dois parafusos de aço inoxidável (4,5mm de diâmetro e 50 mm de comprimento) em cada fragmento, colocados de forma transversal ao eixo do osso, inseridos na face lateral de forma a perfurar a cortical de ambos os lados. Esse procedimento foi realizado após perfuração tanto da cortical quanto da haste com uma broca de aço (3,2mm de

¹ Saf-Plast, Belo Horizonte, MG.

diâmetro). Os parafusos não eram ortopédicos, e sim para uso em madeira.

3.1.4 Testes físicos

Os testes físicos foram realizados no Laboratório Robert Hooke da Fundação Centro Tecnológico de Minas Gerais (CETEC).

Depois de divididos aleatoriamente em dois grupos de seis pares, os ossos íntegros e instrumentados foram submetidos a dois tipos de testes: compressão e flexão, em uma máquina universal de ensaios², com capacidade para 60.000 kg e velocidade de 0 a 5 cm/min.

Para os testes de flexão, os ossos foram apoiados sobre uma base de madeira maciça, em forma de U e a força aplicada no centro da diáfise por meio de um pistão até a fratura da amostra (Fig. 1A). À extremidade do pistão aplicador foi acoplado um leitor de precisão, que obtinha os valores de forma digital. O

ponto de aplicação da força pela máquina universal de ensaios nos testes de flexão sempre foi o terço médio da diáfise, na face caudal do osso, para tentar simular a situação mais real possível. Dessa forma, considerou-se como teste de flexão de três pontos.

Para os testes de compressão, a força foi aplicada ao longo do eixo da amostra no sentido próximo-distal. Assim, o osso teve que ser mantido perpendicular à base da máquina. Para isso, foram desenvolvidos suportes feitos com uma chapa metálica de aproximadamente 20 cm² sobre a qual foi soldado um tubo metálico de 100 mm, com cinco cm de altura (Fig. 1B). Nas extremidades ósseas, foram colocadas bases de polimetilmetacrilato³, que se adaptavam às irregularidades ósseas nas duas extremidades. Essas bases foram moldados em canos de PVC, onde as epífises do osso eram imersas. Na extremidade do pistão que aplicava a força, foi adaptado um sensor ligado a um

² Riehle Testing Machine, American Machine and Metals Inc, ILL, EUA.

³ Acrílico Jet Classico

aparelho que fazia a leitura da carga aplicada.

Os testes se iniciavam quando a força era aplicada sobre as amostras. A força de ruptura foi considerada como a carga máxima registrada imediatamente antes do momento em que a amostra falhava

em resistir à pressão exercida pela máquina. Após este momento, apesar da amostra apresentar resistência menor, o teste teve continuidade até que houvesse completa falha estrutural, sendo assim possível verificar todos os pontos de fragilidade das amostras.

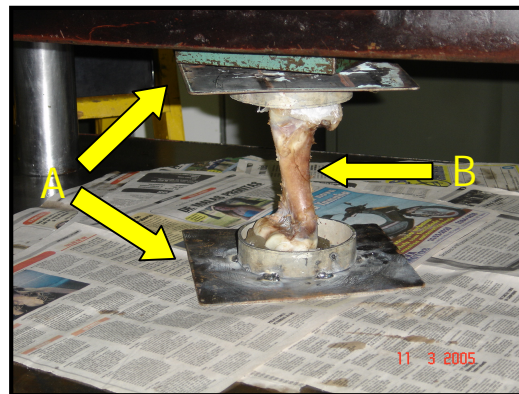
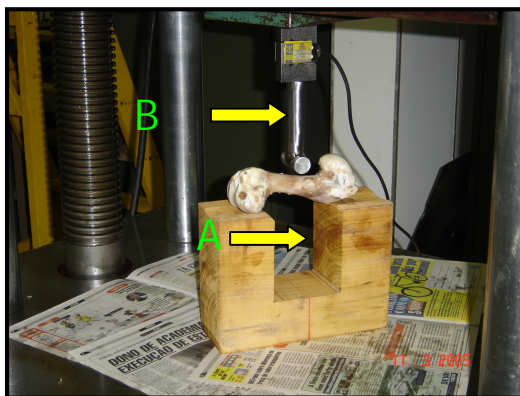


Figura 1 – Úmeros de bezerros submetidos a testes de físicos em máquina de ensaios universal. A - Teste de flexão. Observar o suporte de madeira e o pistão aplicador de carga na diáfise. B - Teste de compressão. Observar as bases metálicas nas extremidades ósseas.

3.1.5 Determinação e análise de dados

Os valores médios para as variáveis dos ensaios mecânicos dos ossos íntegros e fraturados foram analisados por meio do teste t de Student pareado, sendo considerado um nível de significância referente a $P \leq 0,05$ (Sampaio, 1998).

3.2 Experimento II - Avaliação *in vivo* da aplicabilidade do polipropileno como haste bloqueada em bezerros

Os animais foram mantidos no Hospital Veterinário da Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), onde utilizaram as baias, o bloco cirúrgico e equipamentos básicos para a cirurgia e anestesia e sala de radiologia.

3.2.1 Animais

Foram utilizados cinco bezerros machos da raça Holandesa, com idade entre 30 e 60 dias, oriundos das Fazendas Modelo de Igarapé e de Pedro Leopoldo, pertencentes à Escola de Veterinária da UFMG. Após realização de exames clínico e hematológicos para aferir higidez, esses animais foram mantidos por um período mínimo de uma semana em regime alimentar padronizado à base de 4 litros por dia de sucedâneo de leite⁴, um kilo de ração⁵ e feno de Tifton à vontade.

3.2.2 Anestesia e controle da dor

Após 12 horas de jejum, esses animais foram pré-medicados com cloridrato de xilazina 2% (0,05mg/kg, IM) e a anestesia geral induzida com cloridrato de cetamina 10% (1,5mg/kg, IV) e mantida com isoflurano (com Concentração Alveolar Mínima entre 1,3 e 1,7) volatilizado em oxigênio (100%). Imediatamente antes da recuperação

anestésica e em intervalos de 12 horas foi administrado cloridrato de tramadol (1mg/kg, IM) por um período de três dias no pós-operatório.

3.2.3 Cirurgia para fratura e inserção da haste

Para exposição do úmero foi utilizada a abordagem lateral, segundo técnica adaptada da descrita previamente para eqüinos (Milne e Turner, 1974). A osteotomia foi realizada com um fio serra, fazendo uma incisão de forma oblíqua em sua diáfise, na transição entre os terços médio e proximal. O sentido do corte foi caudo-proximal para crânio-distal, em um ângulo aproximado de 30 graus em relação ao eixo longitudinal do osso, sendo o ponto inicial de corte localizado um centímetro distal ao colo da cabeça do úmero, em sua face caudal.

A redução da fratura foi realizada pela aplicação retrógrada da haste de polipropileno de 13mm de diâmetro, após a abertura do canal medular com uma broca de aço de mesmo diâmetro. Essa

⁴ Ternerom, Avesul, Chapecó, SC.

⁵ Lactamaster, Itambé, Belo Horizonte, MG

abertura foi realizada apenas na extensão do canal medular no fragmento distal, pois este possui diâmetro menor que a porção proximal do osso. No fragmento proximal, a broca foi introduzida até produzir uma abertura no tubérculo maior. Para bloqueio da haste foram utilizados dois parafusos ósseos corticais de aço inoxidável⁶ (4,5 mm nos animais um e dois e de 3,5mm nos demais animais) em cada fragmento, colocados de forma transversal ao eixo do osso e inseridos na face lateral, de forma a fixar a cortical de ambos os lados. Esse procedimento foi realizado após perfuração tanto da cortical quanto da haste por meio de uma furadeira elétrica⁷ acoplada a uma broca⁸ específica para cada diâmetro de parafuso e irrigado constantemente com soro fisiológico para minimizar os efeitos do aquecimento. Antes da inserção dos parafusos, foi passado o macho para abrir rosca pelas corticais e pela haste.

⁶ Trauminas, Belo Horizonte, MG

⁷ Black & Decker

⁸ Ortovet, São Paulo, SP

Todos os animais receberam cefquinoma⁹ (1,0 mg/kg, IM) e fenilbutazona¹⁰ (4,4 mg/kg, IV), uma hora antes do procedimento cirúrgico e, em intervalos de 24 horas, por mais 4 dias.

3.2.4 Avaliação pós-operatória

Imediatamente após a recuperação anestésica, os animais foram avaliados quanto à capacidade de retorno à posição quadrupedal e deambulação e à presença de sinais de dor e desconforto mediante a palpação e a flexão passiva. Diariamente foram realizados exames clínicos com intuito de monitorar a condição geral do animal, a presença e o grau de claudicação, a condição da ferida cirúrgica, a dor no foco de fratura e possíveis sinais de dor e desconforto em estação, após flexão passiva do membro afetado e em movimentação.

Para as avaliações clínicas de grau de dor no foco da fratura e grau de claudicação foi utilizado um sistema de escores de 1 - 5, descritos na tabela abaixo (Tab. 3).

⁹ Cobactan®, Intervet, Cruzeiro, SP

¹⁰ Equipalazone®, Marcolab, Duque de Caxias, RJ

Tabela 3 – Escore de avaliação de dor no foco da fratura e de claudicação no pós-operatório de bezerros submetidos à redução de fratura por haste bloqueada.

	Grau 1	Grau 2	Grau 3	Grau 4	Grau 5
Dor no foco da fratura	Ausente	Discreta	Leve	Moderada	Intensa
Claudicação	Difícil percepção ao trote	Perceptível somente ao trote	Perceptível ao passo	Muito evidente ao passo	Não apóia membro no chão

Foram realizados hemogramas completos e determinação de proteínas plasmáticas totais a cada duas semanas, durante 60 dias.

Exames radiológicos foram realizados durante o pós-operatório imediato e aos 15, 30, 45 e 60 dias, nas incidências crânio-caudal e latero-medial, para verificar a posição dos fragmentos, a formação do calo ósseo e possíveis complicações como instabilidade do foco, migração do implante, áreas de osteólise, infecção e rejeição.

Foram realizados exames ultrasonográficos, com um equipamento Medison munido de uma sonda linear de

5MHz, aos trinta e sessenta dias de pós-cirúrgico. Foram feitas imagens transversais e longitudinais na região proximal da articulação escápulo-umeral, sobre os sulcos intertuberculares, por onde passa o tendão do músculo bíceps, no membro operado e no normal. O objetivo foi verificar se não haveria danos aos tendões extensores provocados pela perfuração por broca no tubérculo maior. Essas avaliações foram realizadas apenas nos animais três, quatro e cinco.

4. Resultados

4.1 Experimento I (*Ex vivo*)

O método de conservação utilizado foi eficiente em manter os ossos congelados pelo período, preservando as características visuais aparentemente normais. Não houve maiores dificuldades no manuseio dos ossos para a realização da osteotomia, para a inserção da haste (cuja saída sempre ocorreu no tubérculo maior do úmero), nem para a colocação dos parafusos.

A máquina universal de ensaios utilizada mostrou-se adequada para os testes. Os adaptadores metálicos confeccionados e acoplados às extremidades ósseas pelo polimetilmetacrilato, mantiveram os mesmos na posição vertical e promoveram a congruência dos ossos com o eixo da máquina.

Para o teste de flexão, a base fixa de madeira manteve os ossos estáveis durante os testes, impedindo sua movimentação quando era aplicada a força.

Nos testes de flexão em ossos íntegros, a falência estrutural ocorreu sempre de

forma oblíqua, com extensão longitudinal na diáfise (Fig. 2A). Nos ossos submetidos à técnica de redução da fratura, observou-se uma pequena fragmentação óssea caudal, no ápice da linha de fratura do fragmento distal, contudo a falência estrutural sempre ocorreu na haste de polipropileno (Fig. 2B). Todas as hastes se romperam no exato local onde havia um parafuso transfixando-as e no ponto mais próximo do foco da fratura (Fig. 2C).

Nos testes de compressão, os ossos íntegros sempre cederam nas metáfises, e nunca na diáfise. Já nos instrumentados, a falha ocorreu em pontos variados da metáfise, sempre na linha criada pela seqüência de colocação dos parafusos no osso (Fig. 3). Em todos os casos, ocorreu o deslizamento dos fragmentos na linha de fratura por sua obliquidade, com o fragmento proximal projetando-se cranialmente antes da ruptura. (Fig. 3).

Nos resultados obtidos nos testes de compressão, as forças de ruptura foram em média 738,3 N (Newtons) e 473,3N e para as provas de flexão foram 322,4N e

117,9N, para os ossos íntegros e fraturados, respectivamente (Tab. 4).

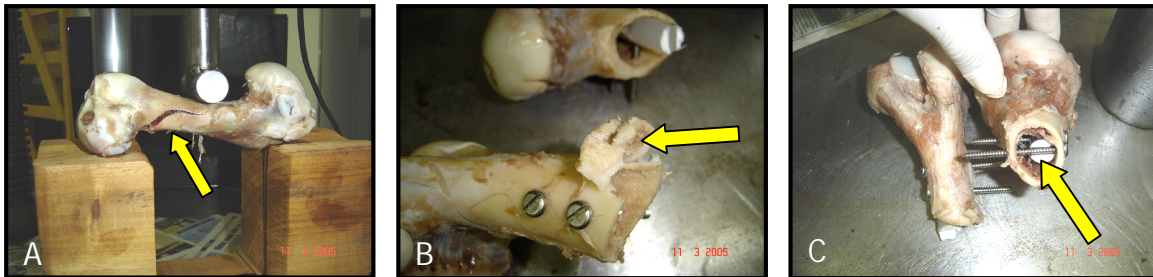


Figura 2 – Úmeros de bezerros submetidos ao teste de flexão em máquina universal. A – Osso íntegro: a seta indica fratura oblíqua na diáfise óssea durante a flexão. B – Osso instrumentado: a seta indica fragmentação da borda caudal do fragmento distal ao final do teste de flexão. C – Osso instrumentado: a seta indica o ponto de ruptura da haste no local de passagem do parafuso.

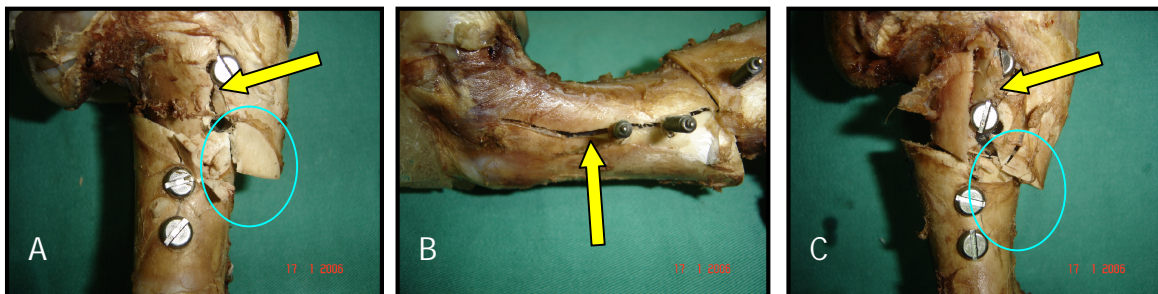


Figura 3. – Úmeros de bezerros submetidos ao teste de compressão em máquina universal. As setas indicam a linha de fratura nos ossos instrumentados dos animais número um (A), quatro (B) e cinco (C). Os círculos indicam o deslizamento dos fragmentos.

Tabela 4 – Forças de ruptura em Newton (N) e percentuais comparativos de resistência entre úmeros íntegros (esquerdo) e instrumentados (direito) de bezerras, nos testes de compressão e flexão.

Carga máxima a ruptura							
Animal	Testes de compressão			Animal	Testes de flexão		
	Direito	Esquerdo	Percentual		Direito	Esquerdo	Percentual
1	560	720	77,8	7	127,4	297,6	42,8
2	570	980	58,2	8	83,8	267,8	31,3
3	440	960	45,8	9	136,9	347,2	39,4
4	400	640	62,5	10	126,7	328,4	38,6
5	450	570	78,9	11	110,9	342,3	32,4
6	420	560	75,0	12	121,4	351,1	34,6
Média	473,3	738,3	66,4	Média	117,9	322,4	36,5
DP	73,1	188,5	13,2	DP	18,7	33,1	4,5
CV	15	26	20	CV	16	10	12

4.2 Experimento II (*In vivo*)

4.2.1 A anestesia e a técnica cirúrgica

O jejum de doze horas não foi suficiente para evitar totalmente o regurgitamento e o acúmulo de gases no rúmem. Porém, esses acontecimentos não ofereceram maiores riscos pelo fato dos animais estarem intubados. Foram realizadas tentativas de remover o gás por sondagem do trato digestivo, que não foram efetivas, pois pela sonda voltou somente conteúdo ruminal líquido.

A técnica anestésica utilizada foi eficiente e sua associação com antiinflamatórios

não esteroidais e opióides, promoveu analgesia no trans e pós-cirúrgico. A indução feita com xilazina e cetamina foi suficiente para a intubação orotraqueal, mesmo com algum grau de reflexo presente. Houve maior facilidade para realizar a intubação quando além de entender a cabeça, a laringe era deslocada manualmente em sentido dorsal.

O isoflurano foi considerado um agente anestésico eficiente, mantendo o animal com parâmetros sempre estáveis, com discreto aumento na frequência cardíaca no momento em que o osso foi serrado.

A exposição óssea pela técnica descrita por Milne e Turner (1974), foi adequada, permitindo boa exposição e manipulação dos fragmentos proximais e distais. Houve uma modificação para liberar parte do músculo deltóide, facilitando assim a exposição óssea. Para a inserção dos parafusos no fragmento distal, foi necessário cuidado extremo para que não fosse atingido o nervo radial, que atravessa o segmento em questão.

A perfuração retrógrada não ofereceu dificuldades na sua execução, sendo o tubérculo maior do úmero bem localizado em todos os animais. No animal quatro, a perfuração ficou próxima do sulco extensor do tendão do músculo bíceps.

A técnica de redução promoveu boa coaptação dos fragmentos. Os parafusos de 4,5mm foram ideais para a estabilidade óssea. Os parafusos de 3,5mm não tiveram resistência suficiente para suportar o peso do animal quando utilizado em comprimentos maiores.

Após a recuperação anestésica, todos os animais ficaram em estação quadrupedal rapidamente, e apresentaram apetite

imediatamente. Em estação, evitavam o apoio sobre o membro afetado e durante a locomoção, observou-se dificuldade na fase cranial do passo.

Não foi realizado qualquer tipo de imobilização externa, apenas um curativo com gaze e esparadrapo sobre a linha de incisão. Com uma hora e meia após a recuperação da anestesia, os animais já utilizavam o membro na passada, com dificuldades, mas como um apoio importante.

4.2.2 Avaliação pós-cirúrgica

Dos cinco animais operados, o primeiro foi instrumentado como piloto. Nesse animal, foram realizados todos os procedimentos de rotina, com diferença somente no acompanhamento pós-cirúrgico onde não foram coletados alguns dados referentes aos parâmetros avaliados para verificar a evolução do animal. Os dados desse animal foram lançados na tabela, onde alguns valores ficaram em branco.

O animal um, veio a óbito oito meses depois da cirurgia por anemia parasitária, sendo seus úmeros removidos e congelados. O osso que foi fraturado apresentava diferença visível de espessura em sua diáfise (Figura 16), provocado por um calo bem formado, e de excelente remodelação (Figura 17). Após removidos, foram serrados longitudinalmente, em tiras de aproximadamente 0,5cm, para observar o estado da haste no canal medular. Não foi evidente nenhuma alteração perceptível a olho nu, pois a haste estava intacta, sem sinais de reação de rejeição no tecido adjacente (Figura 17). Sua superfície estava lisa, sem demonstrar nenhum tipo de degradação. Além disso, estava solta no canal medular, sem nenhum sinal de osteointegração. Foi perceptível ainda uma curvatura na haste, que confirma a elasticidade do polipropileno observado por meio das radiografias. Essa curvatura estava coincidente com o exato local onde havia uma deformidade no osso, que deve ter sido ocasionado pelo deslizamento do mesmo no pós-cirúrgico imediato (Figura 17 A).

Não houve evidências de problemas na região de perfuração da broca sobre o tubérculo maior, que estava bem calcificado (Figura 17 A c). Aparentemente, não houve interferência no crescimento do osso pela haste bloqueada, pois todos os parafusos estavam colocados abaixo das placas de crescimento. Além disso, a haste que havia sido colocada pelo tubérculo maior, foi completamente interiorizada no úmero (Figura 17).

O animal de número dois teve que ser submetido a novo procedimento cirúrgico um dia depois do primeiro, pois teve sua haste quebrada na linha de inserção do parafuso distal do fragmento proximal.

As avaliações clínicas foram realizadas duas vezes ao dia, através do preenchimento de uma ficha clínica que segue em anexo. As médias dos valores obtidos nessas avaliações mostram uma redução da dor no foco da fratura e redução no grau de claudicação. Os demais valores estão descritos por animal na Tabela 5.

Os animais mantiveram o apetite no pós-cirúrgico, a não ser no período em que foram afetados por hemoparasitas. Três dos cinco animais operados desenvolveram hemoparasitose grave, recebendo um deles transfusão sanguínea e um evoluindo para óbito com 11 dias de pós-cirúrgico. Todos receberam, na forma de Pour-on ou banho, a aplicação de carrapaticidas. No entanto, a infestação foi intensa mesmo assim.

Todos os animais apresentaram edema com três a quatro dias após a cirurgia na região ao redor do úmero, que regrediu

sem maiores complicações com poucos dias. Em todos os animais foi possível identificar o local por onde projetou-se a haste em sua aplicação retrógrada. O piloto e o animal três desenvolveram um aumento de volume circunscrito na região de perfuração da broca sobre o tubérculo maior, por onde foi passada a haste. O líquido foi coletado e sua análise demonstrou ser um seroma.

Tabela 5 – Valores médios semanais das avaliações clínicas diárias dos animais 1, 3, 4 e 5. Os valores da frequência cardíaca e da temperatura retal estão em valores absolutos. Os valores de grau de dor no foco da fratura e grau de claudicação foram dados em escores de 1 - 5, seguindo os seguintes parâmetros: 1 Ausente; 2 Discreta; 3 Leve; 4 Moderada; 5 Intensa, para Grau de dor foco fratura e 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, para Grau de claudicação.

Animal	Semanas									
	0	1	2	3	4	5	6	7	8	
1	Grau de dor foco fratura	3	2,73	2,54	2,25	1,86	2,22	1,87	1,2	1
	Grau de claudicação	4	3,91	2,86	2,2	2,68	2,5	2,31	2	1,3
	Freq. cardíaca	#	#	#	#	#	#	#	#	#
	Temperatura retal	#	#	#	#	#	#	#	#	#
3	Grau de dor foco fratura	4	3,42	1,55	1,8	1,57	1	1	1	1
	Grau de claudicação	4	3,72	3	2,95	3	2,75	2,28	2	1
	Freq. cardíaca	120	84	68	72	89	82	87	80	84
	Temperatura retal	39,6	39,3	38,5	38,5	39	39,1	39,3	39	38,7
4	Grau de dor foco fratura	4	4,1	3,1	2,6	2,7	2,2	1,5	1	1
	Grau de claudicação	4,5	4,6	4,4	4	4	3,5	2,9	2,7	2
	Freq. cardíaca	60	87	91	85	101	119	89	91	81
	Temperatura retal	38,4	39,4	39,4	39	39,1	39,7	38,8	39,1	38,9
5	Grau de dor foco fratura	5	4,6	3	2,5	1,8	2	2,6	2,8	2,8
	Grau de claudicação	4,5	3,9	4,4	4	4	4	3,9	3,7	3
	Freq. cardíaca	104	108	105	104	111	120	116	115	102
	Temperatura retal	39,1	39,4	39,2	39,1	39,2	39,9	39,1	39	38,5
Médias	Grau de dor foco fratura	4,0	3,7	2,5	2,3	2,0	1,9	1,7	1,5	1,5
	Grau de claudicação	4,3	4,0	3,7	3,3	3,4	3,2	2,8	2,6	1,8
	Freq. cardíaca	94,7	93,0	88,0	87,0	100,3	107,0	97,3	95,3	89,0
	Temperatura retal	39,0	39,4	39,0	38,9	39,1	39,6	39,1	39,0	38,7

4.2.3 Avaliação radiológica

Em todos os animais, o exame radiológico ao final da cirurgia demonstrou que técnica de haste bloqueada promoveu coaptação e alinhamento satisfatório dos fragmentos ósseos (Fig. 4 A e B). Nos animais quatro e cinco, em que as radiografias foram feitas dois dias após, observou-se leve deslizamento, principalmente no animal 4 (Fig. 4 C e D).

Com o acompanhamento radiológico, foi possível verificar que com duas semanas ocorreu um deslizamento dos fragmentos com projeção cranial do fragmento proximal em todos os animais (Fig. 5). Essa projeção foi mais evidente no animal quatro. Nesse animal um dos parafusos aparentava não ter atravessado a cortical da face medial, projetando-se no foco da fratura. O menor deslizamento foi observado no animal três.

Com duas semanas de pós-cirúrgico os animais quatro e cinco apresentaram sinais radiográficos de reação periosteal próximo do foco da fratura, mas ainda não havia comunicação entre as proliferações ósseas dos dois fragmentos.

Nos animais um e três, esses sinais foram discretos (Fig. 5 B).

Com o mesmo tempo, foi possível identificar algumas falhas com relação à resistência dos parafusos utilizados. No animal três, houve uma angulação muito discreta nos três parafusos proximais, ficando somente o mais distal sem alterações. O animal quatro teve angulação no parafuso mais proximal, mas sem falha. Já o animal cinco, teve os dois parafusos do segmento proximal quebrados nos quinze primeiros dias do pós-cirúrgico (Fig. 6 E).

Com quatro semanas, a reação periosteal era intensa com deposição óssea significativa, sendo menos evidente no animal cinco. Os animais três e quatro tiveram deposição semelhante, visível em toda a circunferência da fratura com maior deposição na face caudo medial e sobre as cabeças dos parafusos (Fig. 5 C).

Houve pouca diferença entre os tempos de seis e oito semanas, modificando-se apenas o tamanho e principalmente a regularidade do calo. O animal três foi o que apresentou o calo com maior deposição e remodelamento ósseo. Neste

animal a diferença entre os tempos foi basicamente a deposição de osso internamente no foco da fratura (Fig. 5 D e E). No animal quatro, a deposição óssea foi intensa em todo arredor da fratura, mas o remodelamento não foi tão bom quanto nos demais animais, estando as bordas caudal e medial muito irregulares. No animal cinco, a deposição óssea foi a mais discreta, havendo um calo irregular e estando o foco da fratura ainda evidente.

4.2.4 Avaliação ultra-sonográfica

Para a avaliação ultra-sonográfica utilizou-se como padrão comparativo o membro sadio do próprio animal. No animal três, houve diminuição na ecogenicidade do tendão do músculo bíceps no lado instrumentado quando observado em tomada longitudinal após trinta dias da cirurgia, com aumento discreto da espessura do tendão e com presença de áreas hipoecóicas entre as fibras do mesmo (Fig. 7B). Apesar disso, não houve perda organização linear das fibras tendíneas. Com sessenta dias não

foi possível verificar lesões aparentes ao ultra-som, estando a ecogenicidade aparentemente normal. No entanto, já era possível a visualização de tecido hiperecótico recobrando a falha óssea na região de saída da haste sobre o tubérculo maior.

No animal quatro, a perfuração sobre o tubérculo maior ficou muito próxima do sulco intertubercular (Fig. 8B), sendo nesse animal bastante perceptíveis as alterações na bainha tendínea, como aumento de volume, presença de áreas de desorganização entre o tendão e o osso (Fig. 8 D). Após dois meses, os sinais ultra-sonográficos de inflamação já não eram tão intensos, não sendo mais visíveis as alterações na bainha, mas ainda perceptíveis áreas hipoecóicas no tendão (Fig. 8 E). O animal cinco apresentou poucas alterações ultra-sonográficas, ocorrendo um discreto aumento de volume e uma menor ecogenicidade no tendão do membro direito, não sendo perceptíveis alterações na bursa. Aos sessenta dias, essas alterações ainda estavam presentes, mas em menor intensidade.

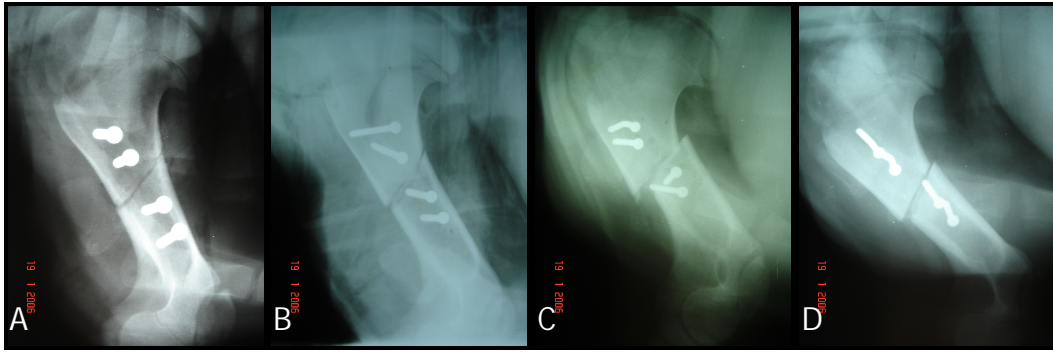


Figura 4 – Exposições radiográficas latero-mediais de bezerros submetidos ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Animais um (A) e três (B), radiografados imediatamente após a cirurgia, antes do apoio. Animais quatro (C) e cinco (D) radiografados dois dias após a cirurgia. Observa-se que os úmeros radiografados com 48 horas após a cirurgia apresentavam leve grau de desalinhamento dos fragmentos ósseos, com destaque para o animal quatro (C).

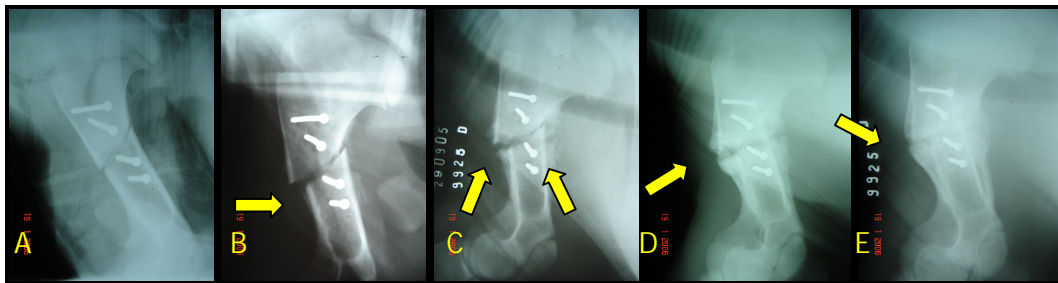


Figura 5 – Exposições radiográficas latero-mediais de bezerro submetido ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Radiografias seqüenciais do animal três, nos tempos zero (A), 15 (B), 30 (C), 45 (D) e 60 (E) dias. Nota-se o deslizamento ocorrido de A para B, e a estabilização entre B e os demais tempos. Em B, a seta indica o início de reação periosteal. Em C, a reação é muito mais evidente. Em D há o encontro entre as proliferações ósseas. Em E, a fratura está praticamente consolidada.

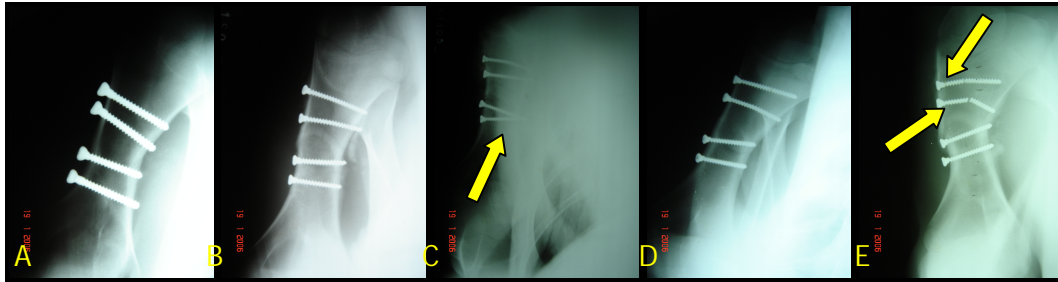


Figura 6 – Exposições radiográficas crânio-caudais de bezerros submetidos ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. A - animal um com duas semanas de operado. Note que os parafusos de 4,5mm estão retilíneos. B - animal três com duas semanas de operado. Já há evidências de envergamento nos três parafusos proximais. C - animal quatro com quatro semanas de operado. O parafuso proximal está nitidamente curvado, e o parafuso distal está projetado no foco da fratura. D e E - animal cinco com dois e quinze dias de operado, respectivamente. Em D, já é possível verificar que os dois parafusos proximais estão cedendo e em E, os dois estão quebrados.

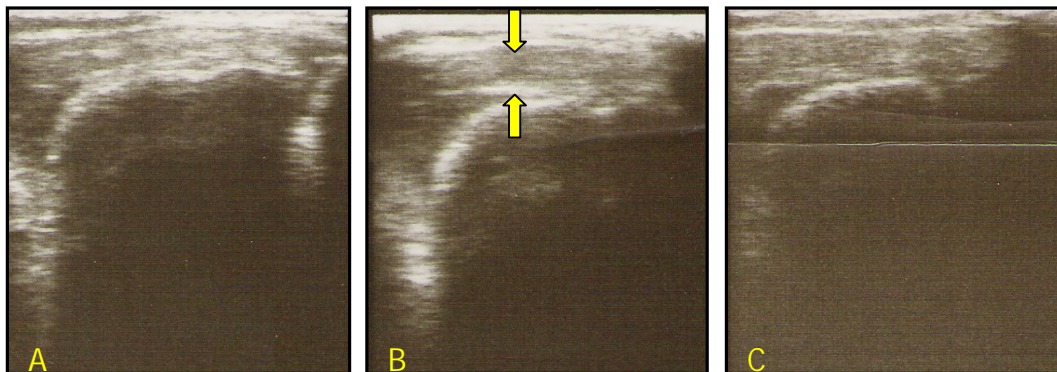


Figura 7 – Imagens ultra-sonográficas longitudinal do tendão do músculo bíceps de bezerro submetido ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Animal três. A - membro sadio aos 30 dias de pós-cirúrgico. B - membro tratado aos 30 dias. C - membro tratado aos 60 dias. Note em B, uma área hipocóica na região central do tendão (setas).

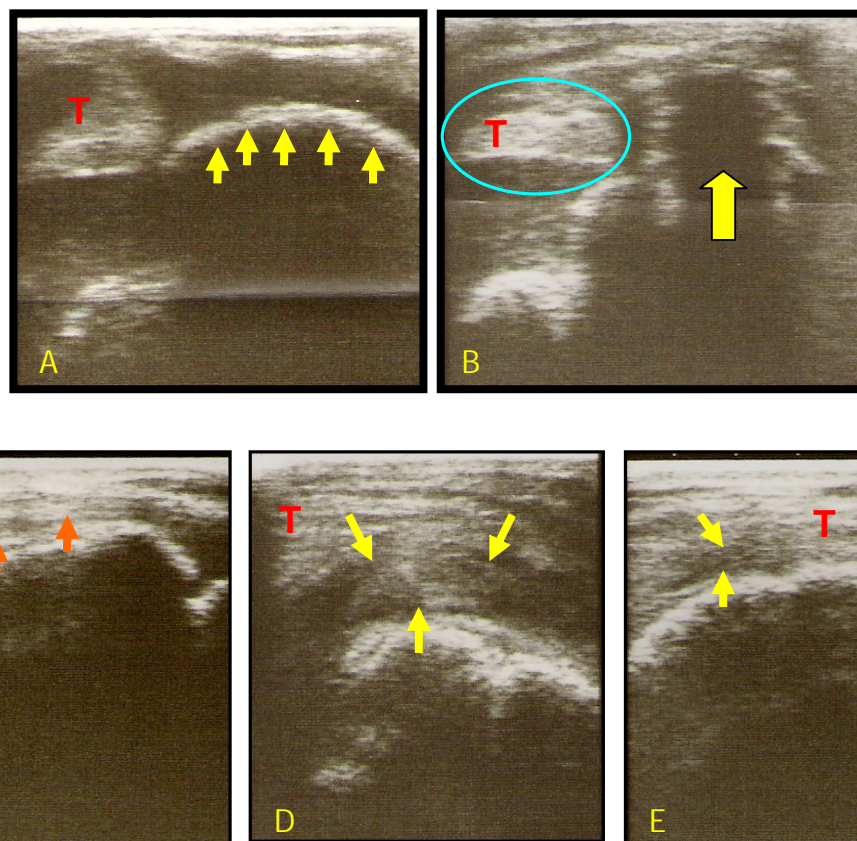


Figura 8 – Imagens ultra-sonográficas transversais (A e B) e longitudinais (C, D, e E) do tendão do músculo bíceps (T) de bezerro submetido ao sistema de redução de fraturas com haste intramedular bloqueada. Animal quatro. A - imagem transversal do tendão e do tubérculo maior (setas) do membro sadio. B - imagem transversal do tendão e do tubérculo maior do membro tratado. Em destaque a proximidade do furo provocado pela broca (seta) com o tendão (circulo) e sua bainha. C – Imagem longitudinal do tendão do músculo bíceps no membro sadio aos 30 dias (setas). D - Imagem longitudinal membro tratado aos 30 dias. Observa-se o espessamento do tendão e a presença de estrutura semelhante a um coágulo de fibrina entre o tendão e o osso (seta). E - imagem longitudinal do tendão do músculo bíceps no membro tratado aos 60 dias, mostrando a redução dos sinais inflamatórios, mas ainda com áreas hipoeóicas perceptíveis no tendão (setas).

5. Discussão

5.1 Experimento I (*Ex vivo*)

Este foi um estudo comparativo para determinar o percentual de resistência do osso submetido à técnica de redução de fratura por haste bloqueada em relação ao úmero íntegro, quando submetido às forças de compressão e flexão, podendo assim determinar a viabilidade da aplicação *in vivo*.

Várias razões foram determinantes na escolha do úmero de bovinos machos da raça Holandesa como modelo experimental. Primeiro quanto à facilidade de obtenção de tais animais e às questões éticas. Bezerros machos de raças leiteiras de origem européia são enviados precocemente para o abate, devido a sua criação ser considerada economicamente inviável na indústria pecuária. Isso implica que tais animais seriam abatidos se não tivessem sido utilizados neste experimento. O outro aspecto considerado foi quanto às propriedades dos ossos longos, com diâmetro medular adequado, de cortical delgada (o que dificulta o uso de placas

de fixação óssea) e sujeitos a fraturas fragmentadas e de difícil redução e reparo tanto em humanos como em animais domésticos.

O método de conservação por congelamento, foi semelhante ao utilizado por Galuppo et al. (2002) e por Dallabrida et al. (2005), aparentando ser eficiente em manter as características normais do osso.

A instrumentação dos ossos para os testes físicos foi simples, já que não havia nenhum tipo de tecido mole dificultando o manuseio, tanto para promover quanto para reduzir a fratura.

A localização do ponto de perfuração sobre o tubérculo maior sempre foi feita utilizando o alinhamento da haste com o segmento distal, uma vez que este é o fator limitante, já que não existe mobilidade entre esse conjunto devido a um menor diâmetro dessa região óssea quando comparado com a região proximal do úmero. Isso significa que a haste pode estar em posições variadas no segmento proximal, mas em apenas uma posição na região distal. Caso isso não fosse respeitado, tanto *ex vivo* quanto *in vivo*,

não ocorreria coaptação e alinhamento satisfatórios dos fragmentos.

Não houve maiores dificuldades para a inserção dos parafusos, pois não havia limitações de espaço para visualização e manipulação. Quando havia dúvidas sobre a precisão do furo, a haste era facilmente removida para a conferência.

O suporte metálico usado para sustentação dos ossos nos testes de compressão na máquina universal de ensaios foi fundamental, pois sem o mesmo não seria possível manter o osso na posição vertical. O úmero bovino possui irregularidades que não permitiriam boa acomodação do pistão sobre as extremidades, e isso promoveria o desnivelamento da peça. O polimetilmetacrilato foi imprescindível para fixar o osso ao adaptador metálico, que também não era congruente com o osso (Fig 9). Esse material mostrou-se de fácil adaptação, manuseio e resistência. Outros pesquisadores já utilizaram o mesmo material para fixar ossos para a realização de testes de compressão

(Galuppo et al., 2002; Dallabrida et al., 2005).

Acredita-se que o fato de os ossos íntegros sempre cederem nas placas de crescimento nos testes de compressão (Fig. 12), se deve a esta ser a região de menor resistência dos ossos de animais jovens, uma vez que sua base mineral é mínima, predominando a composição orgânica.

Na compressão dos ossos instrumentados, muito antes de ocorrer a falha, ocorria um deslizamento dos fragmentos (Fig. 13), que foi observado também no experimento *in vivo* através do acompanhamento radiográfico. Isso demonstra que a haste de polipropileno possui uma alta elasticidade e boa resistência. O fato de a falha sempre ocorrer na região óssea próxima aos parafusos indica que a perfuração, associada à transferência de forças para o osso pelos parafusos, forma uma linha de enfraquecimento. Esse fato foi observado por Widjaja e Hartung (2001), quando realizaram testes biomecânicos em

fêmures humanos embalsamados e submetidos à técnica de haste bloqueada.

O suporte de madeira foi fundamental para a realização dos testes de flexão, pois evitou o deslizamento do osso que ocorrera no início dos testes, quando o suporte era o da máquina, feito com dois cilindros que rodavam em seu eixo.

Nos testes de flexão, a aplicação das forças na face caudal do membro, gerou uma força de tensão na superfície cranial e uma força de compressão na superfície caudal (Hulse e Hylman, 1993). Essa dinâmica ocorre em ossos íntegros, mas quando se tratou de um osso submetido à técnica de redução de fratura, a tensão transformou-se em afastamento dos fragmentos e a compressão em um encontro dos mesmos, ocorrendo um

choque que promoveu a fratura do ápice do fragmento distal em todos os ossos testados (Fig. 10).

Durante os testes de flexão, verificou-se que nos ossos instrumentados, os pontos da haste onde os parafusos são inseridos representam os pontos críticos do sistema, uma vez que na flexão, a falha sempre ocorreu nessas regiões (Fig. 11). Além disso, a ruptura sempre se deu nos pontos mais próximos ao foco da fratura, possivelmente por ter associado um enfraquecimento da haste pelo parafuso ao fato de haver maior mobilidade do sistema nessa região.

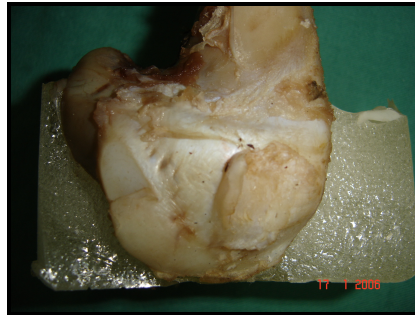


Figura 9 – Base de polimetilmetacrilato cortado ao meio, demonstrando a adaptação do acrílico à cabeça do úmero.

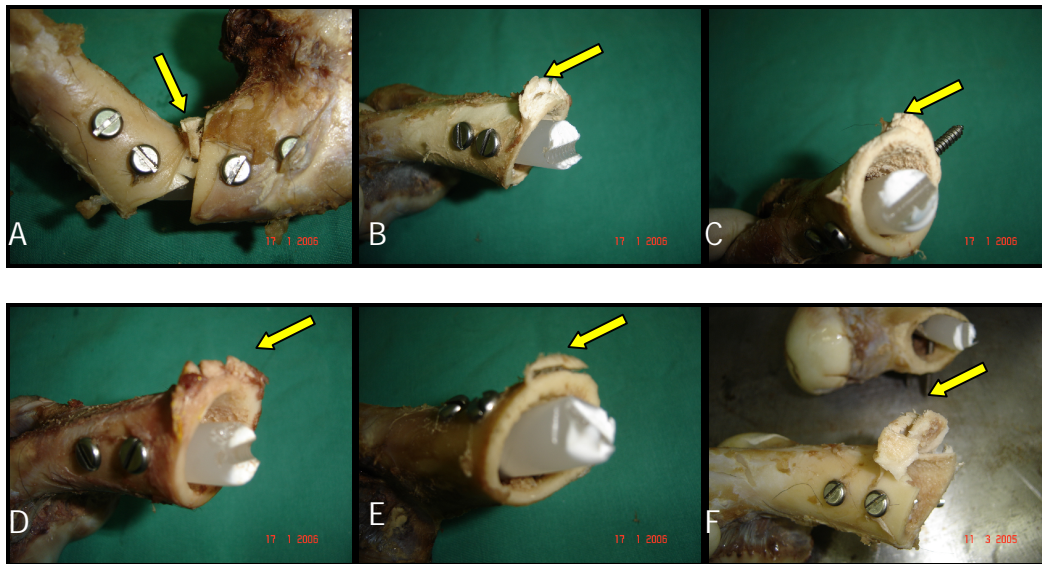


Figura 10 – Úmeros bovinos submetidos *ex vivo* ao sistema de redução de fratura com haste intramedular bloqueada após o teste de flexão. As setas demonstram fragmentação da borda caudal do fragmento distal em todos os ossos. A seqüência de A a F representa, respectivamente, os animais de 1 a 6.

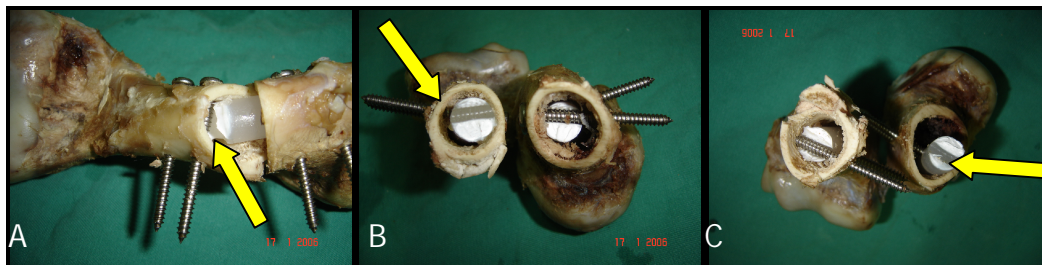


Figura 11 – Úmeros bovinos submetidos *ex vivo* ao sistema de redução de fratura com haste intramedular bloqueada após o teste de flexão. Setas demonstrando o ponto de falha das hastes nos testes de flexão, sempre na região de aplicação dos parafusos.

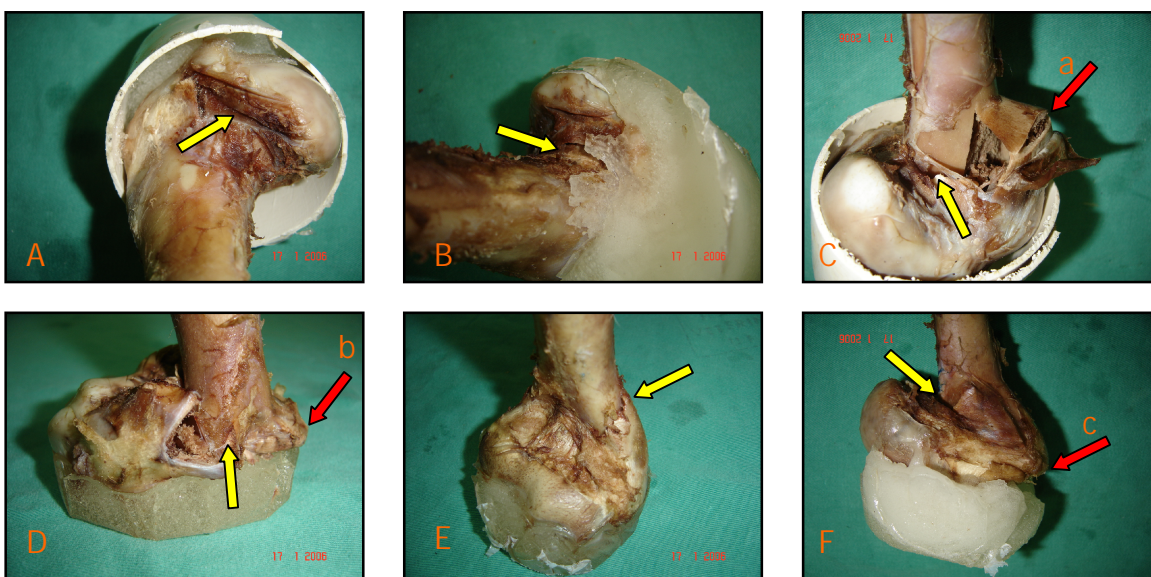


Figura 12 – Úmeros bovinos íntegros após o teste de compressão. As áreas em destaque por setas amarelas indicam os pontos onde houveram as falhas nas placas de crescimento. Em C, houve fratura de parte da diáfise, além da placa de crescimento (a). Em D e em F, houve esmagamento da placa de crescimento (b e c, respectivamente).

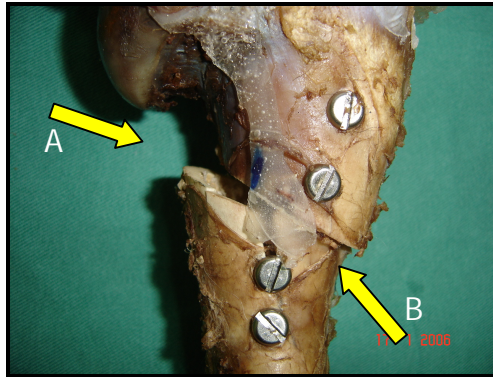


Figura 13 – Úmero bovino submetido *ex vivo* ao sistema de redução de fratura com haste intramedular bloqueada após o teste de compressão. Observa-se o deslizamento entre os fragmentos ósseos. O fragmento proximal projetou-se em sentido cranial, criando dois pontos de desencontro ósseo, em A, a borda caudal do fragmento distal e em B a borda cranial do fragmento proximal.

Os resultados comparativos, obtidos em percentual de resistência, demonstraram que o sistema utilizando a haste de polipropileno possuiu maior resistência nos testes de compressão que nos de flexão. Esse resultado era esperado pelo fato de que quando a carga aplicada no eixo axial, além da resistência da haste, que é muito maior no seu eixo longitudinal, tem-se ainda o apoio entre os fragmentos ósseos na linha de fratura. A partir do momento que a força é aplicada na diáfise óssea, quase que toda a resistência é oferecida pela haste.

Resultados inversos foram obtidos por Galuppo et al. (2002), que realizaram

testes semelhantes em um sistema de haste bloqueada em metacarpos de eqüinos. A diferença é que a haste utilizada pelos pesquisadores era de aço inoxidável, e os ossos submetidos ao sistema eram osteoectomizados. Quando submetidos à compressão, a haste era muito mais resistente que osso e pelo fato destes não estarem em contato, devido à osteoectomia, o osso cedia muito antes da haste. Já nos testes de flexão, a resistência era praticamente toda oferecida pela haste, proporcionando uma maior resistência a flexão quando comparada com a compressão.

Comparando-se o grupo de ossos fraturados com o de ossos íntegros, verificou-se que o sistema de haste bloqueada foi capaz de resistir a 66,4% das cargas médias quando submetidos a compressão, e a 36,6% quando submetidos a flexão (Tab. 3). Em termos relativos, tais resultados indicavam que a haste de prolipropileno não ofereceria resistência suficiente para suportar forças de flexão *in vivo*. Contudo, considerando-se os valores absolutos, o sistema havia suportado uma carga considerável ($117,9 \pm 19$ N) frente ao modelo animal utilizado que tinha peso corporal aproximado de 50 kg.

5.2 Experimento II (*In vivo*)

O óbito do animal número um, não teve correlação com o experimento, pois havia se recuperado há meses da cirurgia, e vivia solto em um piquete com outros bovinos. Esse animal foi infestado por ecto e hemoparasitos, que afetou, no mesmo período, outros animais do hospital veterinário. O animal número dois infestou-se em sua baia, no pós-

cirúrgico imediato, possivelmente devido ao estresse provocado pelos dois procedimentos cirúrgicos. No dia anterior ao seu óbito, seu hemograma estava crítico, apresentando 3,57 milhões de hemácias e 13,4% de hematócrito.

Os procedimentos de anestesia e analgesia pós-cirúrgica tiveram como objetivo oferecer bem-estar aos bezerros no pós-cirúrgico. A literatura consultada nada cita sobre a analgesia trans e pós-cirúrgica, portanto existem poucos parâmetros para comparar a eficiência da técnica anestésica. De qualquer forma, acredita-se que houve eficiência da técnica, pois a primeira reação de todos os animais ao se recuperarem, era levantar e procurar por leite, mesmo com certa deficiência no apoio.

A intubação oro - traqueal foi fundamental para que nenhum dos animais desenvolvesse pneumonia por aspiração, uma vez que o estomago não se esvaziava por completo com doze horas de jejum. Possivelmente, apesar de pequeno ele já estava funcional, sendo necessário um jejum maior para que

ocorresse seu esvaziamento. Não foi aumentado o tempo de restrição alimentar pelo fato de os animais serem muito jovens, e sua alimentação principal ser o leite. Considerou-se que um jejum mais prolongado poderia promover complicações como hipoglicemia. Em um experimento semelhante com ovelhas, van der Elst, et al.(1999), relataram ter perdido seis animais por pneumonia aspirativa, mesmo estando intubados. Para resolver o problema, foi necessário aumentar o tempo de jejum.

A técnica de exposição lateral do úmero, descrita por Milne e Turner (1987), foi adequada uma vez que permitiu exposição dos fragmentos e boa visualização do nervo radial, não ocorrendo insuficiência desse no pós-cirúrgico em nenhum dos animais. A única modificação feita foi a liberação de parte do músculo deltóide, que dificultava a visualização da região de colocação dos parafusos no fragmento proximal.

A técnica de acesso cranial para reparar fraturas em úmeros, descrita por Rakestraw et al. (1991), não seria ideal

para o experimento em questão, pois a exposição dos fragmentos não é suficiente, além de haver maior número de estruturas na região. Além disso, a técnica é mais traumática, pois necessita que sejam seccionados alguns grupamentos musculares. Além disso no citado experimento, dois dos quatro animais operados apresentaram déficit do nervo radial, o que não significa que seja uma complicação da técnica, pois os casos em questão eram pacientes com trauma real. De qualquer forma, a maior indicação dessa técnica é para a colocação de placas, pois a superfície cranial é mais plana, permitindo melhor adaptação da mesma.

Houve dúvida sobre a escolha do diâmetro do parafuso. Inicialmente foi pensado que um parafuso de 4,5mm seria melhor por ser mais resistente, e assim aumentaria a estabilidade do sistema. No entanto, esse parafuso em uma haste de 13mm representa 34,61% do diâmetro, que em se tratando de um polímero flexível, promove um enfraquecimento do sistema. Isso ocorreu no animal de

número dois, que no dia seguinte ao procedimento cirúrgico apresentou falha da haste. Um dos motivos da falha foi a não centralização do furo na haste, o que representou um dos maiores problemas encontrados durante todo o experimento *in vivo*. Problema semelhante foi relatado por Galuppo et al. (2002), que tiveram dificuldades na inserção dos parafusos distais por não ter estabilidade suficiente do gabarito.

Para tentar solucionar este problema, nos outros três animais foram colocados parafusos de 3,5mm, que representaram 26,92% do diâmetro de uma haste de 13mm. Dessa forma, acreditava-se que seria mais fácil posicionar os parafusos no centro da haste, ou então que seria minimizado o erro, caso o centro não fosse completamente atingido. Além disso, Eveleigh (1995) descreveu que o sistema de haste bloqueada possui maior resistência quanto menor for o parafuso utilizado para o bloqueio.

Realmente, não houve mais quebra da haste, mas os parafusos não resistiram à carga aplicada a eles. No animal de

número três, houve uma discreta curvatura dos dois parafusos do fragmento proximal e do parafuso proximal do fragmento distal. No animal quatro, os parafusos do fragmento proximal tiveram uma curvatura evidente, o que deve ter ocasionado o maior deslizamento inicial dos fragmentos. Isso talvez possa ser a causa de nas primeiras duas semanas a claudicação desse animal ser mais evidente.

O RX inicial do animal cinco evidenciou alinhamento e coaptação satisfatórios, mas com a repetição aos 15 dias, foi verificado que os dois parafusos proximais haviam se quebrado. Esse fato pode justificar a demora na redução no grau de claudicação, pois o animal em questão manteve-se com grau quatro a maior parte do experimento, encerrando o mesmo com grau três, fato que não foi observado em outro caso.

Rao et al. (1997), após avaliarem as complicações em 200 pacientes humanos submetidos à técnica de haste bloqueada em fraturas de fêmur, verificaram que 2,5% destes (cinco pacientes)

apresentaram falhas em um dos parafusos do sistema. Essa falha foi atribuída pelos autores, em alguns casos, a uma complicação anterior como não união óssea e quebra da haste.

Suber, et al. (2002) e Durall et al. (2003), relataram o envergamento ou o envergamento e a quebra, respectivamente, de parafusos em cães submetidos a redução de fraturas com a técnica de haste bloqueada. Mais uma vez, a quebra foi atribuída a não união óssea e o animal teve que ser re-operado. A falha pela não união óssea não foi o problema encontrado nos bezerros do presente experimento, pois todos os animais tiveram um calo bem formado. Além disso, as falhas ocorreram sempre nas primeiras semanas de pós-operatório, indicando que o problema estava realmente na resistência do material empregado.

A avaliação ultra-sonográfica demonstrou que é de fundamental importância a localização precisa do tubérculo maior do úmero, pois o erro na perfuração pode ocasionar uma disfunção na locomoção

do animal. O tubérculo maior é uma estrutura evidente, sendo fácil o seu acesso com a broca. No entanto, a proximidade do furo com a bainha tendínea no animal quatro gerou um processo inflamatório local levando a um quadro de teno-sinovite, que foi bem evidente ao exame ultra-sonográfico (Fig. 8 D).

Além disso, esse animal por várias semanas apresentou sinais de dificuldades na fase cranial do passo, sendo bem visível uma deficiência na elevação e flexão do membro. Esse fato não influenciou no grau de claudicação desse animal, pois mesmo com redução na claudicação ele continuou com deficiência na passada. Houve melhora progressiva a partir da quarta semana, e ao final do experimento não foram mais perceptíveis as alterações na bainha, e os sinais inflamatórios estavam mínimos.

O deslizamento entre os fragmentos, visualizado com o exame radiográfico aos 15 dias em todos os animais, pode ter ocorrido por vários fatores, dentre eles o ângulo criado pela linha de osteotomia,

que foi oblíqua com aproximadamente 30 graus em relação ao eixo longitudinal. Essa obliquidade, associada à elasticidade do polipropileno, provavelmente fez com que no momento do apoio do peso a haste cedesse e os fragmentos se tocaram, provocando o deslizamento no sentido da linha de fratura, como observado no teste de compressão (*ex vivo*). Possivelmente se a fratura fosse transversa, os fragmentos se neutralizariam e deslocamento seria menor.

Esse deslizamento parece ter estabilizado nas primeiras semanas de pós-cirúrgico, uma vez que não aparentou haver diferença entre os demais tempos verificados no exame radiológico (Fig. 5).

O animal de número quatro foi o que apresentou maior deslocamento. Neste animal observou-se que, ao exame radiológico, houve falha na colocação do parafuso mais distal, cuja ponta apareceu próxima da linha de fratura. Essa falha técnica, certamente, comprometeu a sustentação naquela extremidade do parafuso. Corroborando com esta achado, Lin et al. (2001), verificaram que a

presença de um segundo parafuso na região distal em um sistema de haste bloqueada, reduz por volta de 30% a carga sobre o parafuso adjacente.

No entanto, nesse animal não houve falha em nenhum dos parafusos, somente uma envergadura nos proximais. Galuppo et al. (2002), afirmaram que uma causa de fadiga do parafuso em sistemas de haste bloqueada é a distancia entre o córtex e a haste na região onde estão inseridos os parafusos. Quanto mais distantes, maior é o momento da força sobre os parafusos, que pode ser compensado pelo diâmetro do mesmo. Isso explica o fato das maiores alterações terem ocorrido nos dois parafusos proximais, pois o fragmento proximal possui um canal medular maior que o fragmento distal, havendo uma distancia considerável entre a haste e a cortical do osso nessa região. Esses fatos foram evidentes nos animais onde foram aplicados os parafusos de 3,5mm.

Apesar do deslizamento inicial, verificado pelo exame radiológico, não se observaram os problemas relatados por

Hamilton e Tulleners (1980) e por Ames (1981), que relataram ter problemas com a redução de fraturas com placas de compressão dinâmica em bovinos jovens. Os autores citaram que, devido a fina cortical, os parafusos não encontram

sustentação ideal, tendo um resultado inicial adequado, mas tornando-se as placas soltas com o passar do tempo, gerando uma instabilidade tardia no foco da fratura.

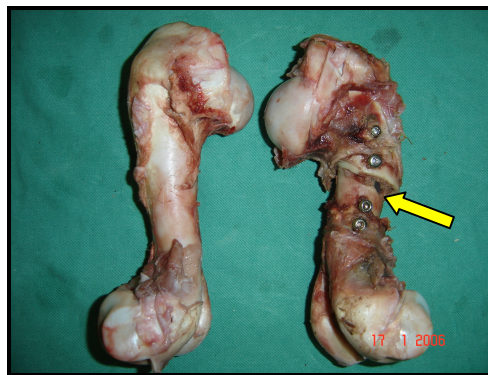


Figura 14 – Foto das faces laterais dos úmeros esquerdo (intacto) e direito (tratado), removidos do animal número 2 após o óbito. A seta indica o deslocamento sofrido pelo osso com 11 dias de operado. É possível verificar um discreto encurtamento no úmero direito em relação ao antímero oposto.

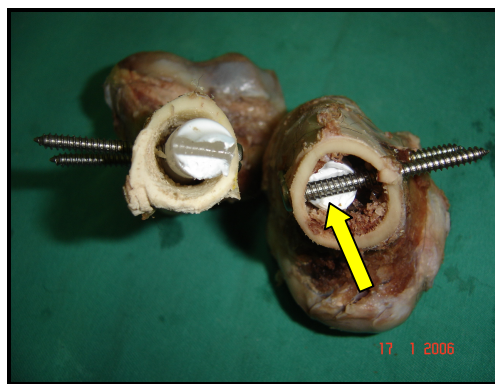


Figura 15 – A figura demonstra a diferença entre os diâmetros dos fragmentos distal (à esquerda) e proximal (à direita). Note o espaço que o parafuso fica sem apoio no interior do fragmento proximal (ver seta).

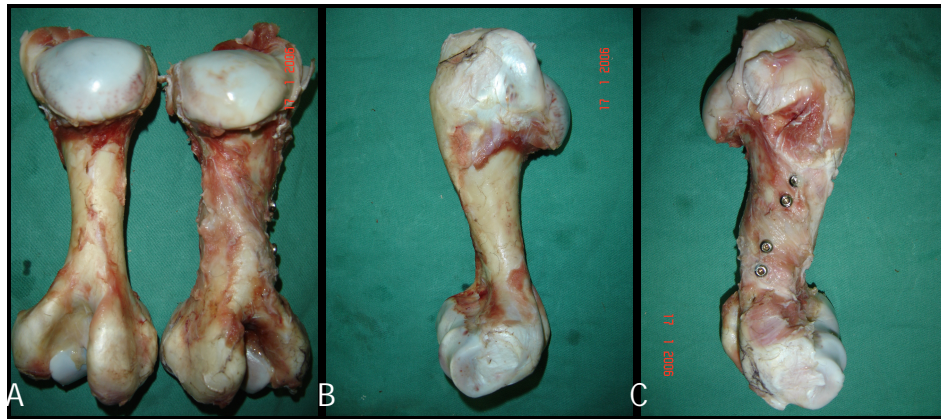


Figura 16 – Úmeros esquerdo (íntegro) e direito (tratado), removidos do animal número 1 após o óbito (8 meses após a cirurgia) . **A** - imagem das faces caudais dos ossos. Observar a diferença entre as espessuras das diáfises ósseas. Observa-se também ligeira redução do comprimento do osso tratado em relação ao íntegro. **B** e **C** – imagens das faces laterais dos ossos íntegro e tratado, respectivamente. Perceber a maior espessura da diáfise em C.

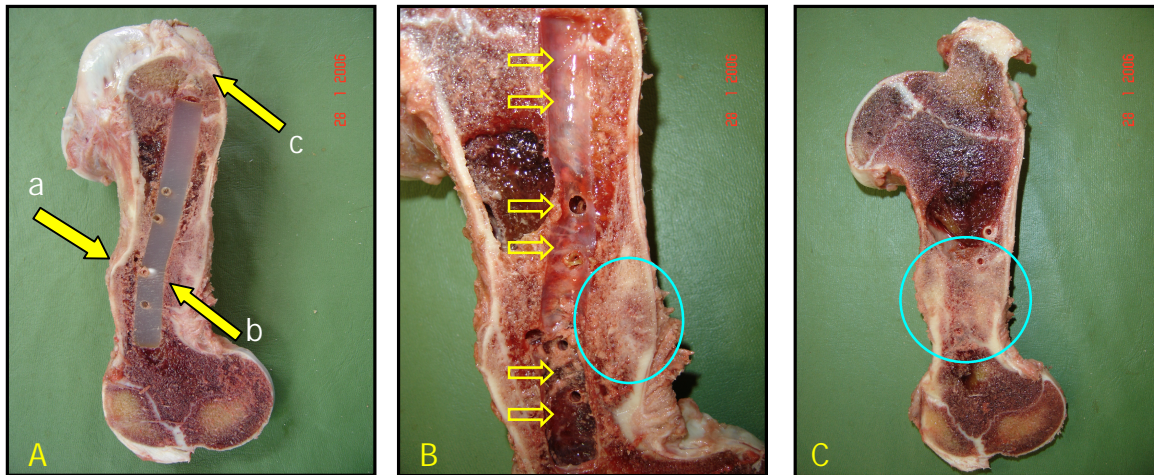


Fig. 17 – Fotos da face lateral, do úmero direito (Tratado), removidos do animal número 1 após o óbito (8 meses após a cirurgia). Foram realizados cortes longitudinais no sentido latero-medial, ocorrendo aumento na profundidade do corte de A até C. **A** – **(a)** Observar o osso consolidado com deslocamento. **(b)** Deslocamento da haste sincrônico com o deslocamento ósseo. **(c)** Local de entrada da haste completamente reparado. **B** – As setas indicam a face de contato com a haste de polipropileno após sua remoção. O círculo demonstra a espessura do calo. **C** – Corte abaixo do polipropileno, demonstrando a regularidade e a espessura do calo.

A elevada deposição óssea verificada pelo acompanhamento radiográfico e na observação do animal número um, que teve seus úmeros removidos após seu óbito, permite imaginar que o sistema possui certa instabilidade. McClure et al. (1998), verificaram intensa deposição óssea na face crânio-medial nos fêmures de potros osteotomizados e submetidos a redução pela técnica de haste bloqueada, formando um calo ósseo adequado e conseqüente espessamento ósseo. Eveleigh (1995) relatou que em comparação com as placas ósseas, as hastes intramedulares possuem propriedades favoráveis à formação do calo ósseo.

Utvag et al. (2001), concluíram que a instabilidade gerada por uma haste flexível possui vantagens na formação de calo ósseo, principalmente em fase mais tardia do reparo da fratura. Afirmaram ainda que a movimentação dos fragmentos influencia a formação do calo e o reparo da fratura, pois a instabilidade promove uma isquemia tecidual local transiente, e isso pode iniciar uma

diferenciação osteogênica das células do perióstio, iniciando a formação do calo pela superfície periosteal. Segundo esses autores, a estabilidade inicial conferida por uma haste rígida é benéfica para a fratura, mas a instabilidade fornece melhores características à formação do calo em fases posteriores, sendo inclusive recomendado por alguns autores à remoção dos parafusos que bloqueiam a haste após algumas semanas da colocação do sistema.

O encurtamento dos ossos submetido à técnica de haste bloqueada foi observado nos dois animais que foram a óbito durante o experimento (Fig 14 e 16 A). Rao et al. (1997), relataram a ocorrência desse fato em 12 pacientes humanos (6% dos casos), onde em média ocorreram dois centímetros de encurtamento em sete pacientes com fraturas cominutivas e quatro centímetros em cinco pacientes com não união.

Não é possível afirmar que em todos os animais ocorreu o encurtamento, uma vez que o acompanhamento radiológico não foi feito com precisão para fazer as

medições, mas é possível que o deslizamento entre os fragmentos levasse a uma perda do comprimento por sobreposição óssea.

O polímero utilizado foi um material pouco reativo e com resistência adequada a estabilização do foco de fratura. Isso se torna claro quando observa-se o corte realizado nos ossos do animal número um. Após cortado longitudinalmente, verificou-se que o calo estava bem formado (Fig. 17C), com áreas de irregularidade correspondentes a área de deslizamento entre os fragmentos, que coincidiam com a curvatura da haste (Fig. 17A). O canal medular íntegro, sem áreas de reação aparente, estando o polímero em íntimo contato com a medula, demonstraram a baixa reatividade do material empregado (Fig. 17B). Além disso, exames histopatológicos realizados neste experimento (dados não adicionados ao trabalho), demonstraram que não haviam reações de rejeição. A perfuração realizada para a colocação da haste estava completamente cicatrizada,

indicando não haver problemas com a técnica.

O tratamento conservativo continua sendo o de escolha em fraturas de úmero em humanos (Liebergall et al. 1997). Em Medicina Veterinária, apesar de muito utilizado para o tratamento de fraturas de úmero em ruminantes, uma série de complicações são relatadas, como perda de massa muscular, deformidades flexurais e angulares, estiramento dos tendões no membro oposto e não união (Rakestraw, 1996).

A maioria dos trabalhos disponíveis sobre a aplicação de haste bloqueada nos ossos longos de grandes animais foram realizados *in vitro* (Rakestraw, 1996), não refletindo muitas vezes a realidade clínica. Alguns estudos demonstraram superioridade da utilização de duas placas de compressão dinâmica, uma cranial e uma lateral, sobre a técnica de haste bloqueada convencional em aço inox (Radcliffe et al. 2001; Lopez et al. 1999). No entanto, trabalhos utilizando haste bloqueada em fêmur de potros, demonstraram estabilização do foco e

consolidação adequadas, indicando a viabilidade de seu uso em animais jovens (McClure et al., 1998).

6. Conclusões

A redução de fraturas na diáfise do úmero de bezerros por inserção de haste intramedular bloqueada se mostrou viável, por ser tecnicamente simples de ser executada, não apresentar apresentou resistência limitada nos testes físicos e sua elasticidade, apesar de favorecer a formação de calo ósseo a médio prazo, não permitiu a manutenção da congruência e alinhamento dos fragmentos ósseos obtidos por meio da cirurgia. Por estas características, acredita-se que o ideal seria um material menos elástico, com maior rigidez.

A medida do parafuso foi um dos pontos controversos, pois um menor diâmetro minimizou os danos à haste, mas não ofereceu suporte adequado ao peso do animal. Já um parafuso de maior diâmetro suportou o peso, mas causou danos à resistência da haste, principalmente

complicações que comprometessem a saúde do animal no pós-cirúrgico, permitir o uso precoce do membro operado e permitir a cicatrização óssea. Os resultados experimentais indicam que seu uso em casos clínicos deve ser promissor.

O polipropileno foi um material de fácil aquisição e manuseio e que aparentemente não causou reação deletéria ao organismo. Contudo, quando não atingiu exatamente o centro. Aparentemente, um parafuso com diâmetro intermediário possibilitaria melhores resultados.

A haste intramedular de polímero, apesar de permitir a abertura de perfurações no momento da cirurgia, à semelhança das hastes de metal, deve ser utilizada com auxílio de um gabarito para que o posicionamento do parafuso seja centralizado no eixo, impedindo o enfraquecimento da haste.

7. Referências bibliográficas

AMES, N. K. Comparison of methods for femoral fracture repair in young calves. *J.Am.Vet.Med.Assoc.*, v. 179, n. 5, p.458-459, 1981.

AUER, J. A. Musculoskeletal system: Principles of therapy. In: COLAHAN, P. T.; MERRIT, A. M.; MOORE, J. N.; MAYHEW, I. G. J. *Equine medicine and surgery*. 5 ed. St. Louis: Mosby, 1999. v. 2, p 1344-1358.

BOSKEY, A. L. Current concepts of the physiology and biochemistry of calcification. *Clin. Orthop.*, n. 167, p. 225-257, 1981.

DALLABRIDA, A. L.; SCHOSSLER, J. E.; AGUIAR, E. S. V. de *et al.* Biomechanical analysis ex vivo of two osteosynthesis methods for transversal diaphyseal fracture in canine femur. *Cienc. Rural*, Jan./Feb. 2005, vol.35, no.1, p.116-120. ISSN 0103-8478.

DE MARVAL, C.A.; OLIVEIRA, H.P.; ALVES, G.E.S.; CHAVES, G.G.; BORGES, K.D.A.; FALEIROS, R.R. Redução de fratura de rádio e ulna em

bezerro neonato utilizando-se de placa óssea de neutralização associada a imobilização externa com gesso e muleta de Thomas modificada. *Braz. J. Vet. Res. Anim. Sci.*, v.41, supl., p.249-250, 2004.

DURALL, I.; DIAZ-BERTRANA, M. C.; PUCHOL, J. L.; FRANCH, J. Radiographic findings related to interlocking nailing: windshield-wiper effect, and locking screw failure. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, n. 16, p. 217-222, 2003.

EVELEIGH, R. J. A review of biomechanical studies of intramedullary nails. *Med. Eng. Phys.*, v. 17, p.323-331, 1995.

FERNANDEZ, F.F.; MATSCHKE, S.; HÜLSENBECK, A.; EGENOLF, M.; WENTZENSEN, A. Five years' clinical experience with the unreamed humeral nail in the treatment of humeral shaft fractures. *Int. J. Care Injured*, v. 35, p. 264-271, 2004.

FETTER A. W. Structure and function of bone. In: NEWTON, C. D.; NUNAMAKER, D. M. *Textbook of small*

animal orthopaedics. Philadelphia: Lippincott, 1985, p. 9-12.

GALUPPO, L. D.; STOVER, S. M.; ALDRIDGE, A.; HEWES, C.; TAYLOR, K. T. An *in vitro* biomechanical investigation of an MP35N intramedullary interlocking nail system for repair of third metacarpal fractures in adult horses. *Vet. Surg.*, v. 31, p. 211-225, 2002.

GOISSIS, G.; SUZIGAN, S.; PARREIRA, D.R.; RAYMUNDO, S.R.O.; CHAVES, H.; HUSSAIN, K.M.K. Malhas de polipropileno recobertas com colágeno polianiónico ou com dupla camada com poli(cloreto de vinila) para a reconstrução da parede abdominal. *Rev. Bras. Eng. Biom.*, v. 17, n. 2, p. 69-78, 2001.

HAMILTON, G. F.; TULLENERS, E. P. Transfixation pinning of proximal tibial fractures in calves. *J.Am.Vet.Med.Assoc.*, v. 176, n. 8, p.725-727, 1980.

HERTHEL, D. J. Application of the interlocking intramedullary nail. In: Nixon, A. J. *Equine fracture repair*.

Philadelphia: W.B. Saunders company, 1996, p.371-376.

HULSE, D.; HYMAN, B. Fracture biology and biomechanics. In: SLATTER, D. *Textbook of small animal surgery*. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1993, p. 1595-1602.

HUNT, T. K. Can repair processes be stimulated by modulators (cell growth factors, angiogenetic factors, etc.) without adversely affecting normal processes? *J. trauma*, n. 24, p. s39-49, 1984.

LIEBERGALL, M.; JABER, S.; LASTER, J. M.; SNIENE, K. A.; MATTAN, Y.; SEGAL, D. Ender nailing of acute humeral shaft fractures in multiple injuries. *Injury*, v. 28, n. 9-10, p. 577-580, 1997.

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

LOPEZ, M.J.; WILSON, D.G.; VANDERBY, R.; MARKEL, M.D. An *in vitro* biomechanical comparison of an interlocking nail system and dynamic

compression plate fixation of osteotomized equine third metacarpal bones. *Vet. Surg.*, v. 28, p. 333-340, 1999.

MARKEL, M. D. Bone structure and the response of bone to stress. In: Nixon, A. J. *Equine fracture repair*. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1996, p. 3-9.a

MARKEL, M. D. Fracture biomechanics. In: Nixon, A. J. *Equine fracture repair*. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1996, p. 10-18.b

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

McCLURE, S.R.; WATKINS, J.P.; ASHMAN, R.B. In vitro evaluation of intramedullary interlocking nail fixation of transverse femoral osteotomies in foals. *Veterinary Surgery*, v. 27, p. 29-36, 1998.

McDUFFEE, L.A.; STOVER, S.M.; BACH, J.M.; TAYLOR, K.T. An in vitro biomechanical investigation of an equine

interlocking nail. *Vet. Surg.*, v. 29, p. 38-47, 2000.

MILNE, D. W.; TURNER, A. S. Abordagem do úmero. In: *Atlas das abordagens cirúrgicas dos ossos do cavalo*. São Paulo: Roca, 1987, p. 108-111.

NIXON, A. J.; WATKINS, J. P.; AUER, J. A. Principles of fracture fixation. In: Nixon, A. J. *Equine fracture repair*. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1996, p.63-86.

NUNAMAKER, D.M. Orthopedic implant failure. In: Nixon, A.J. *Equine fracture repair*. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1996, p.350-353.

RADCLIFFE, R. M.; LOPEZ, M. J.; TURNER, T. A.; WATKINS, J. P.; RADCLIFFE C. H.; MARKEL, M. D. An in vitro biomechanical comparison of interlocking nail constructs and double plating for fixation of diaphyseal femur fractures in immature horses. *Veterinary Surgery*, v. 30, n. 2, p. 179-190, 2001.

RAHN, B. A. Fracture biology, mechanics, and healing. In: AUER, J. A.

- Equine surgery*. 2 ed. Philadelphia: W.B. Saunders company, 1999, p. 629-634.
- RAKESTRAW, P. C. Fracture of humerus. *Vet. Clin. North Am.*: Food Animal Practice. V.12, n. 1, p. 153-168, 1996.
- RAKESTRAW, P. C.; NIXON, A. J.; KADERLY, R. E.; DUCHARME, N. G. Cranial approach to humerus for repair of fractures in horses and cattle. *Veterinary Surgery*, v. 20, n. 1, p. 1-8, 1991.
- RAO, K. P. Complications in locked intramedullary nailing: a serie of 406 cases: part 1-femur. *Orthopaedic Update (India)*, v. 7, n. 2, p. 129-143, 1997.
- RHINELANDER, R. W. Circulation of bone. In: Bourne G. H. *The biochemistry phisiology of bone.*, v. 2, .New York: Academic press, 1972, p. 1-77.
- SAMPAIO, I. B. M. *Estatística aplicada à experimentação animal*. Belo Horizonte:FEP-MZV, 1998, p. 7-221.
- SUBER, J. T.; BASINGER, R. R.; KELLER, W. G. Two unreported modes of interlocking nail failure: breakout and screw bending. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, n. 15, p. 228-232, 2002.
- UTVAG, S. E.; KORSNES, L.; RINDAL, D. B.; REIKERAS, O. Influence of flexible nailing in the phase of fracture healing: strength and mineralization in rat femora. *J. Orthop. Sci.*, v. 6, p. 576-584, 2001.
- VAN DER ELST, M.; KLEIN, C.P.A.T.; DE BLIECK-HOGERVORST, J.M.; PATKA, P.; HAARMAN H.J.T.M. Bone tissue response to biodegradeble polymers used for intra medullary fracture fixation: A long-term in vivo study in sheep femora. *Biomaterials*, v.20, p.121-128, 1999.
- VAN HOUWELINGEN, A.; McKEE, M. D. *Management and Complications of Humeral Shaft Fractures*. University of Toronto Medical Journal, v. 81, n. 2, p. 96-102, 2004.
- WIDJAJA, W.; HARTUNG, C. Biomechanical comparison of different fixations of femur-interlocking-nails. *Clinical biomechanics*, v. 16, p. 702-705, 2001.

ZEHTAB, M. J.; AHADI, K.; SADAT,
M. M. Ender nail: is the old implant

effective today? *Arch Iranian Med*, v. 3,
p. 217-221, 2004.

8. Anexo

Ficha de acompanhamento pós-cirúrgico

Nome do animal: _____

Data: _____ Hora: _____

FC: _____ FR: _____ TR: _____

Atitude:

Estação Decúbito

Apetite:

Normal Diminuído Ausente

Resposta dolorosa a flexão passiva

Ausente Discreta Leve Moderada Intensa

Dor a palpação do foco de fratura:

Ausente Discreta Leve Moderada Intensa

Estabilidade do foco da fratura

Estável Instável

Grau de claudicação

Grau 1- Dificil percepção ao trote

Grau 2- Perceptível ao trote

Grau 3- Perceptível ao passo

Grau 4- Muito evidente ao passo

Grau 5- Não apóia a pata no chão

Apoio do membro quando em repouso

Grau 1- Apóia completamente o peso sobre o membro

Grau 2- Mantém o ombro elevado

Grau 3- Mantém o ombro elevado e o carpo projetado cranialmente

Grau 4- Mantém o carpo flexionado