



LUCIANE DOS REIS MESQUITA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA COMPARATIVA
ENTRE OS SISTEMAS *PLATE-NAIL* E *PLATE-
ROD* EM FRATURAS INDUZIDAS EM
FÊMURES DE CANINOS – ESTUDO *EX-VIVO***

LAVRAS – MG

2012

LUCIANE DOS REIS MESQUITA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA COMPARATIVA ENTRE OS SISTEMAS
PLATE-NAIL E *PLATE-ROD* EM FRATURAS INDUZIDAS EM
FÊMURES DE CANINOS – ESTUDO *EX-VIVO***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, área de concentração em Clínica, Cirurgia e Patologia Veterinária, para a obtenção do título de mestre.

Orientador

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi

LAVRAS – MG

2012

**Ficha Catalográfica Preparada pela Divisão de Processos Técnicos da
Biblioteca da UFLA**

Mesquita, Luciane dos Reis.

Análise biomecânica comparativa entre os sistemas *plate-nail* e *plate-rod* em fraturas induzidas em fêmures de caninos : estudo ex-vivo / Luciane dos Reis Mesquita. – Lavras : UFLA, 2012.

64 p. : il.

Dissertação (mestrado) – Universidade Federal de Lavras, 2012.

Orientador: Leonardo Augusto Lopes Muzzi.

Bibliografia.

1. Cães. 2. Fixação interna. 3. Teste biomecânico. 4. Implante ortopédico. 5. Fixação óssea. I. Universidade Federal de Lavras. II. Título.

CDD – 636.70897582

LUCIANE DOS REIS MESQUITA

**ANÁLISE BIOMECÂNICA COMPARATIVA ENTRE OS SISTEMAS
PLATE-NAIL E *PLATE-ROD* EM FRATURAS INDUZIDAS EM
FÊMURES DE CANINOS – ESTUDO *EX-VIVO***

Dissertação apresentada à Universidade Federal de Lavras, como parte das exigências do Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, área de concentração em Clínica, Cirurgia e Patologia Veterinária, para a obtenção do título de mestre.

APROVADA em 28 de fevereiro de 2012.

Profª. Dra. Ruthnéa Aparecida Lázaro Muzzi UFLA

Prof. Dr. José Tarcísio de Lima UFLA

Prof. Dr. Antônio Carlos Cunha Lacrete Júnior UFLA

Prof. Dr. Leonardo Augusto Lopes Muzzi
Orientador

LAVRAS – MG

2012

*A todos que participaram, de forma direta ou indireta, na realização deste
sonho e término de mais uma etapa.
Àqueles que verdadeiramente acreditaram no meu potencial.*

DEDICO

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, meu grande guia. Sem Ele me conduzindo não seria possível o término de mais esta etapa e a realização do sonho de se tornar mestre. Ele estava presente nos momentos mais difíceis e fortaleceu a minha fé para nunca desistir.

Agradeço ao meu grande pilar, a família. Aos meus pais, Antônio e Rosângela, pelo amor incondicional e apoio, pois sem estes não seria possível permanecer nesta jornada. A eles sempre serei grata, principalmente por não mensurarem esforços em me ajudar, principalmente durante a condução do experimento. Ao meu irmão, William, pela companhia e amizade.

Ao meu orientador, Leonardo Augusto Lopes Muzzi, também tenho muito a agradecer. Agradeço imensamente por todo o aprendizado de cirurgia, ortopedia e obstetrícia ao longo destes anos de trabalho juntos. Não apenas a parte técnica, mas agradeço pelo grande aprendizado de vida e amadurecimento. Obrigada por acreditar em mim e pela oportunidade de ter continuado em frente. Serei eternamente grata por tudo.

A minha coorientadora, Ruthnéa Aparecida Lázaro Muzzi, por, mais uma vez, estar ao meu lado em uma etapa tão importante da minha vida profissional e com palavras de incentivo sempre.

Agradeço ao Departamento de Ciências Florestais, em especial ao professor José Tarcísio de Lima, pelos préstimos com a máquina universal de ensaios, o que permitiu a condução de todo o experimento e pela participação na comissão avaliadora deste trabalho.

Ao professor Antônio Carlos Cunha Lacrete Júnior, pelos valiosos ensinamentos durante o curso e participação na comissão avaliadora.

À professora Gabriela Rodrigues Sampaio, pelas oportunidades únicas a mim concedidas nestes anos de trabalho juntas. Agradeço por acreditar no meu

potencial e pelas oportunidades de docência. Obrigada por me permitir continuar com meu treinamento de cirurgia e ministração de aulas.

Ao professor Fernando Arévalo Batista, pelo qual, desde que nos conhecemos, tive empatia. Obrigada pela confiança e pelas oportunidades de docência na anestesiologia.

Agradeço à Universidade Federal de Lavras e ao Departamento de Medicina Veterinária, pela oportunidade de cursar o mestrado. Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Veterinárias, pelo auxílio financeiro com o experimento e o aprendizado proporcionado. Ao José Reinaldo Berin, pelas informações sempre precisas.

Ao meu amigo irmão, Luís Guilherme de Faria, pela grande amizade construída ao longo desta trajetória. Obrigada pela companhia maravilhosa, pelas longas conversas, às vezes técnicas e às vezes aleatórias. Obrigada pelas risadas e diversões, mas também por todo apoio e carinho nos momentos difíceis e, principalmente, nos de vitória. Mesmo não sendo irmãos de sangue, temos uma grande ligação de afeto e palavras. Sempre serei grata por fazer parte desta jornada.

Agradeço ao Willer, meu grande companheiro de mestrado, com quem compartilhei grandes aprendizados e vitórias. A Gisele, pela companhia e força nos momentos de fraqueza. Aos demais mestrados, Ana Flávia, Adriana, Clayton, Rosane, Yasmin e Mateus, agradeço.

Ao José Benedito Guimarães, engenheiro florestal, que foi de ajuda indispensável na condução do experimento.

Ao Guilherme Oberlender, pelo grande auxílio com as análises estatísticas.

Aos residentes e grandes amigos Fernando Kawamoto, Rodrigo Barros e Filipe Curti, pela alegria da companhia e amizade, além do aprendizado compartilhado.

Aos funcionários do bloco cirúrgico: Giane, pela amizade e carinho sempre; Neide, pela alegria e crença e Maurício, pelas conversas.

À amiga Amália, pela ajuda com o experimento, pois sem ela não seria possível o início deste trabalho. Agradeço também às bolsistas de iniciação científica Juliana e Ana Júlia, pela ajuda indispensável, mesmo nos fins de semana, no preparo do material experimental.

Aos médicos veterinários Leandro Lima e Leandro Souza Leite, pelo auxílio com os desenhos da dissertação e exames radiográficos, respectivamente.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de estudos; à FAPEMIG, pelo auxílio com recursos para aquisição parcial do material e à empresa Brasmed, pelo fornecimento de parte dos implantes ortopédicos utilizados.

“Smile, though your heart is aching
Smile, even though it's breaking
When there are clouds in the sky
You'll get by...
That's the time you must keep on trying
Smile, what's the use of crying?
You'll find that life is still worthwhile
If you'll just Smile”.
(Charles Chaplin)

RESUMO

O objetivo deste estudo foi comparar as propriedades mecânicas da associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) e da associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*), utilizadas em fraturas experimentalmente induzidas em fêmures de caninos. Vinte pares de fêmures de cães foram selecionados para receber os sistemas *plate-nail* e *plate-rod*. Em cada fêmur, uma ostectomia no terço médio da diáfise foi realizada e inserido o sistema selecionado. As construções foram submetidas aos testes de compressão e flexão, em uma máquina universal de ensaios. A força máxima, a resistência à compressão e a flexão diferiram significativamente entre as construções. A resistência do sistema *plate-nail* foi superior ao sistema *plate-rod*. O módulo de elasticidade foi similar entre as construções no teste de compressão e foi maior no teste de flexão para o sistema *plate-nail*. A deformação máxima em compressão foi similar entre as construções e maior na flexão no sistema *plate-rod*. No *plate-nail*, ao adicionar uma haste intramedular bloqueada à placa óssea, pode-se aumentar a resistência do implante. O sistema de fixação óssea *plate-nail* foi superior ao *plate-rod* em resistir às forças de compressão e flexão atuantes em fraturas diafisárias femorais experimentalmente induzidas em caninos *ex-vivo*. Este implante deve ser considerado um método alternativo para fixação rígida das fraturas diafisárias em cães.

Palavras-chave: Fratura. Fixação interna. Fixação óssea. Teste biomecânico. *Plate-nail*. *Plate-rod*.

ABSTRACT

The purpose of this study was to compare the mechanical properties of an interlocking nail-plate combination (plate-nail) and an intramedullary pin-plate combination (plate-rod) applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. Twenty paired canine femora were assigned to plate-nail and plate-rod system. In each femur a mid-diaphyseal osteotomy was performed and the assigned construct was applied. Paired constructs were loaded for compression and bending measurements (10 constructs/group). The maximum load and the bending and compression strength differ significantly between constructs. The nail-plate system was superior in strength to the plate-rod system. The elastic modulus was similar between constructs in compression test and it was greater in bending test for plate-nail system. The maximum deformations in compression were similar between constructs and it was greater in bending for plate-rod system. In the plate-nail system the interlocking nail added to the bone plate can reduce the stress applied on the plate and increase the strain of the implant. The plate-nail system for internal fracture fixation is superior to the plate-rod system to resist the compression and bending forces acting in experimentally induced gap fractures in canine femora. This internal implant should be considered as an alternative method for rigid fixation of diaphyseal fractures in dogs.

Keywords: Fracture. Internal Fixation. Bone Fixation. Biomechanical Test. Plate-nail. Plate-rod.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 Representação esquemática das cinco forças primárias atuantes no osso. A – força de compressão. B – força de tração. C – força de cisalhamento. D – força de rotação. E – força de flexão..... 20
- Figura 2 Sistema *plate-nail*. A – Haste intramedular bloqueada (esquerda) e placa óssea (direita) desenhadas para o sistema *plate-nail*. Observar que os dois orifícios proximais e os dois distais da placa são oblongos e coincidem os orifícios da haste, o que permite o uso de parafusos bicorticais bloqueantes. Os orifícios intermediários da placa são arredondados e possibilitam o uso de parafusos monocorticais. B – Desenho esquemático de fêmur canino em vista cranial (esquerda) e lateral (direita) mostrando a implantação do sistema *plate-nail* para fixação de uma fratura diafisária cominutiva..... 28
- Figura 3 Sistema *plate-rod*. A – Pino intramedular (esquerda) e placa óssea (direita) utilizados em conjunto no sistema *plate-rod*. Observar que é o mesmo tipo de placa utilizado para o sistema *plate-nail*, mas o pino intramedular é maciço e não permite a passagem de parafusos através dele. B – Desenho esquemático de fêmur canino, em vista cranial (esquerda) e lateral (direita) mostrando a implantação do sistema *plate-rod* em uma fratura diafisária cominutiva..... 29

| | | |
|----------|---|----|
| Figura 4 | Ostectomia no terço médio da diáfise femoral: A – mensuração do comprimento ósseo (22cm) e determinação do ponto médio (seta amarela). B – determinação do tamanho da falha óssea no terço médio da diáfise femoral, correspondendo ao diâmetro ósseo neste local. C – realização da ostectomia para simulação de uma falha óssea com perda óssea (seta amarela)..... | 33 |
| Figura 5 | Corpo de prova com o sistema <i>plate-nail</i> . Fêmur direito de cadáver canino com falha óssea no terço médio da diáfise e fixação óssea com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea. A – Vista cranial; B – vista lateral; C – vista caudal; D – vista medial..... | 34 |
| Figura 6 | Corpo de prova com o sistema <i>plate-rod</i> . Fêmur esquerdo de cadáver canino com falha óssea no terço médio da diáfise e fixação óssea com a associação do pino intramedular e placa óssea. A – Vista cranial; B – vista lateral; C – vista medial; D – vista caudal..... | 35 |
| Figura 7 | Imagens radiográficas dos corpos de prova antes de serem submetidos ao teste biomecânico. A e B - Corpo de prova fixado com a associação do pino intramedular e placa óssea (<i>plate-rod</i>) nas projeções craniocaudal e mediolateral, respectivamente. C e D – Corpo de prova fixado com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (<i>plate-nail</i>) nas projeções craniocaudal e mediolateral, respectivamente..... | 36 |

| | | |
|-----------|--|----|
| Figura 8 | Teste mecânico de compressão utilizando máquina universal de ensaios EMIC DL 30000. A - Corpo de prova fixado com o sistema <i>plate-nail</i> (associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea). B – Corpo de prova fixado com o sistema <i>plate-rod</i> (associação do pino intramedular e placa óssea)..... | 38 |
| Figura 9 | Teste mecânico de flexão estática utilizando máquina universal de ensaios EMIC DL 30000, com a célula de carga atingindo o centro da diáfise femoral e a base de apoio fixada a uma distância de 90mm. A – Corpo de prova fixado com o sistema <i>plate-nail</i> (associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea). B - Corpo de prova fixado com o sistema <i>plate-rod</i> (associação do pino intramedular e placa óssea)..... | 39 |
| Figura 10 | Alguns tipos de rupturas apresentados pelos corpos de provas. A – Corpo de prova com o sistema <i>plate-nail</i> apresentando deformação da haste intramedular e da placa óssea, após o teste de flexão. B – Parafuso ósseo do sistema <i>plate-nail</i> deformado após o teste de compressão. C – Placa óssea do sistema <i>plate-rod</i> deformada após o teste de flexão. D – Deformação da haste intramedular bloqueada do sistema <i>plate-nail</i> , após o teste de flexão..... | 47 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|----------|--|----|
| Tabela 1 | Análise estatística da força máxima suportada pelos corpos de prova de fêmures caninos com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (<i>plate-nail</i>) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (<i>plate-rod</i>), submetidos aos testes de compressão e flexão estática, com médias comparadas pelo teste de Fischer..... | 42 |
| Tabela 2 | Análise estatística do módulo de elasticidade (MOE) dos corpos de prova de fêmures caninos com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (<i>plate-nail</i>) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (<i>plate-rod</i>) submetidos aos testes de compressão e flexão, com médias comparadas pelo teste de Fischer..... | 43 |
| Tabela 3 | Análise estatística da resistência à compressão, com médias comparadas pelo teste de Fischer e análise da resistência à flexão, com médias comparadas pelo teste de Mann-Whitney, dos corpos de prova de fêmures caninos com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (<i>plate-nail</i>) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (<i>plate-rod</i>)..... | 44 |
| Tabela 4 | Análise estatística da deformação da falha óssea induzida nos corpos de prova de fêmures caninos fixados com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (<i>plate-nail</i>) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (<i>plate-rod</i>) submetidos aos testes de compressão..... | 45 |

| | | |
|----------|--|----|
| Tabela 5 | Análise estatística da deformação da falha óssea induzida nos corpos de prova de fêmures caninos fixados com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (<i>plate-nail</i>) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (<i>plate-rod</i>) submetidos aos testes de flexão..... | 45 |
|----------|--|----|

SUMÁRIO

| | | |
|------------|---|-----------|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 17 |
| 2 | REFERENCIAL TEÓRICO..... | 18 |
| 3 | MATERIAL E MÉTODOS..... | 27 |
| 3.1 | Implantes ortopédicos..... | 27 |
| 3.2 | População amostral..... | 30 |
| 3.3 | Preparação dos corpos de prova..... | 30 |
| 3.4 | Exame radiográfico..... | 36 |
| 3.5 | Testes biomecânicos..... | 37 |
| 3.6 | Tipos de ruptura..... | 39 |
| 3.7 | Análise estatística..... | 40 |
| 4 | RESULTADOS..... | 40 |
| 4.1 | Força máxima suportada pelos corpos de provas..... | 41 |
| 4.2 | Resistência dos corpos de provas..... | 42 |
| 4.3 | Deformação na falha óssea induzida..... | 44 |
| 4.4 | Tipos de ruptura apresentados pelos corpos de prova..... | 45 |
| 5 | DISCUSSÃO..... | 48 |
| 6 | CONCLUSÃO..... | 55 |
| | REFERÊNCIAS..... | 57 |
| | ANEXOS..... | 61 |

1 INTRODUÇÃO

Durante os últimos anos, ocorreram melhorias nos métodos de fixação interna das fraturas em pequenos animais. A escolha adequada do método para estabilização óssea a ser utilizado em uma fratura específica é feita observando-se fatores biológicos, clínicos e mecânicos.

A compreensão das forças atuantes no local da fratura é necessária para saber quais forças o implante ortopédico deverá neutralizar, proporcionando estabilidade à fratura e, conseqüentemente, possibilitando a adequada consolidação óssea.

Algumas técnicas têm sido descritas para o tratamento das fraturas ósseas na diáfise de cães, objetivando maior rigidez do implante e estabilidade no local de fratura. O sistema *plate-nail* (associação da haste intramedular bloqueada e da placa óssea) é um novo método de tratamento proposto para as fraturas diafisárias de ossos longos em pequenos animais. O sistema *plate-rod* (associação do pino intramedular e da placa óssea) é um método já conhecido de tratamento das fraturas fragmentadas nas diáfises de ossos longos, constituindo um sistema rígido de fixação. Entretanto, já que se trata de um método novo, ainda não há estudos, na ortopedia veterinária, demonstrando a eficácia biomecânica do sistema *plate-nail* em resistir às principais forças atuantes nas fraturas diafisárias e sua comparação com outros métodos de fixação óssea.

Diante da necessidade de testes biomecânicos para avaliação de novos métodos de fixação óssea, pretendeu-se avaliar a eficácia em suportar as forças atuantes em fraturas fixadas com o sistema *plate-nail* e compará-lo com outro método de categoria semelhante. A eficácia clínica do sistema *plate-nail* foi demonstrada por Muzzi et al. (2009), mas ainda faltam estudos biomecânicos que comprovem sua resistência às principais forças atuantes. Segundo Dalabrida et al. (2005), os testes biomecânicos são essenciais na avaliação do desempenho

de um sistema de fixação, pois todas as forças mimetizadas nos testes agem fisiologicamente nas fraturas ósseas adquiridas após um traumatismo.

Dessa forma, acredita-se que os testes biomecânicos sejam importantes para avaliar a estabilidade mecânica proporcionada pelos implantes e sua capacidade de suportar as cargas impostas à fratura, simulando, em modelo *ex-vivo*, as forças fisiológicas atuantes no local da lesão. Esses ensaios fornecem dados relevantes para a ortopedia veterinária e humana, auxiliando o cirurgião na escolha mais adequada do método de fixação interna que forneça melhor estabilidade mecânica e anule de forma efetiva as forças atuantes sobre a fratura.

O presente estudo foi realizado com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas do sistema *plate-nail* e do sistema *plate-rod* quanto às forças de compressão e flexão em fraturas experimentalmente induzidas em fêmures de caninos *ex-vivo*.

2 REFERENCIAL TEÓRICO

O trauma ósseo ocorre, geralmente, por atropelamentos, quedas de alturas elevadas, lesões por arma de fogo, dentre outras causas (BEALE, 2004; ROMANO et al., 2008). Em cães, as fraturas de fêmur são as mais comuns e, normalmente, representam um desafio ao ortopedista (AGUILA et al., 2005; BEALE, 2004; GOH et al., 2009).

O tratamento das fraturas diafisárias instáveis e não redutíveis de ossos longos geralmente envolvem procedimentos complexos, do ponto de vista da ortopedia veterinária (BERNARDE et al., 2001; GOH et al., 2009; HULSE et al., 1997; ROMANO et al., 2008) e o reparo destas lesões visam à utilização de implantes adequados para a manutenção do alinhamento e do comprimento do osso durante a sua consolidação (BERNARDE et al., 2001; STIFLER, 2004).

Os tratamentos cirúrgicos para fixação das fraturas vêm, ao longo dos anos, apresentando evolução considerável, em termos de implantes ortopédicos, tanto em humanos quanto na veterinária. A fixação intramedular e as placas evoluíram em seus desenhos, configurações e possibilidades de aplicação (STIFLER, 2004; ULIAN et al., 2008).

A fixação interna de fraturas promove estabilidade mecânica ao osso fraturado, permitindo o apoio do peso corporal, o uso precoce do membro e a consolidação óssea rápida (STIFLER, 2004). Há diversos tipos de implantes ortopédicos, como os fios de aço de cerclagem, os pinos intramedulares, os fixadores esqueléticos externos, as placas e os parafusos ósseos, as hastes intramedulares bloqueadas e as diversas combinações destes. A escolha do método considerado ideal deve levar em conta a configuração da fratura, os fatores biológicos, mecânicos e clínicos, e os recursos financeiros do cliente (DALABRIDA et al., 2005; HULSE et al., 1997; STIFLER, 2004).

A fixação das fraturas com implantes metálicos apresenta boa resposta à consolidação óssea no tratamento de fraturas instáveis. Isto é possível devido ao fato de o implante absorver a maior parte das forças atuantes sobre o osso, já que o módulo de elasticidade do osso é próximo de 20 gigapascal (GPa) e da placa óssea de aço inoxidável é de, aproximadamente, 190 GPa. O osso cortical apresenta módulo de elasticidade variando de 7 a 30 GPa e resistência mecânica à flexão entre 50 a 150 megapascal (MPa) (ALVES et al., 2010).

Ao selecionar uma fixação interna para o tratamento de uma fratura, é necessária a compreensão das forças que estão atuando sobre aquela lesão e se o implante será capaz de neutralizá-las. Há cinco forças primárias (Figura 1) que atuam sobre o osso, que são as de compressão axial, tração axial, cisalhamento, flexão e torção. Estas forças podem atuar de forma isolada ou em conjunto, resultando em pressões e deformações internas no osso (BERNARDE et al., 2001; DALABRIDA et al., 2005; GORDON et al., 2010).

As forças compressivas ocorrem no eixo axial do osso e estão relacionadas com o apoio do peso corporal e uso do membro. As forças de tração também atuam no eixo axial, mas como distração nos segmentos ósseos. As forças de flexão causam compressão em um lado da fratura e tração no lado oposto. As forças de torção ocorrem devido à rotação do osso. As forças de cisalhamento são secundárias às forças de compressão axial, atuando em fraturas oblíquas longas e são paralelas à linha de fratura (STIFLER, 2004).

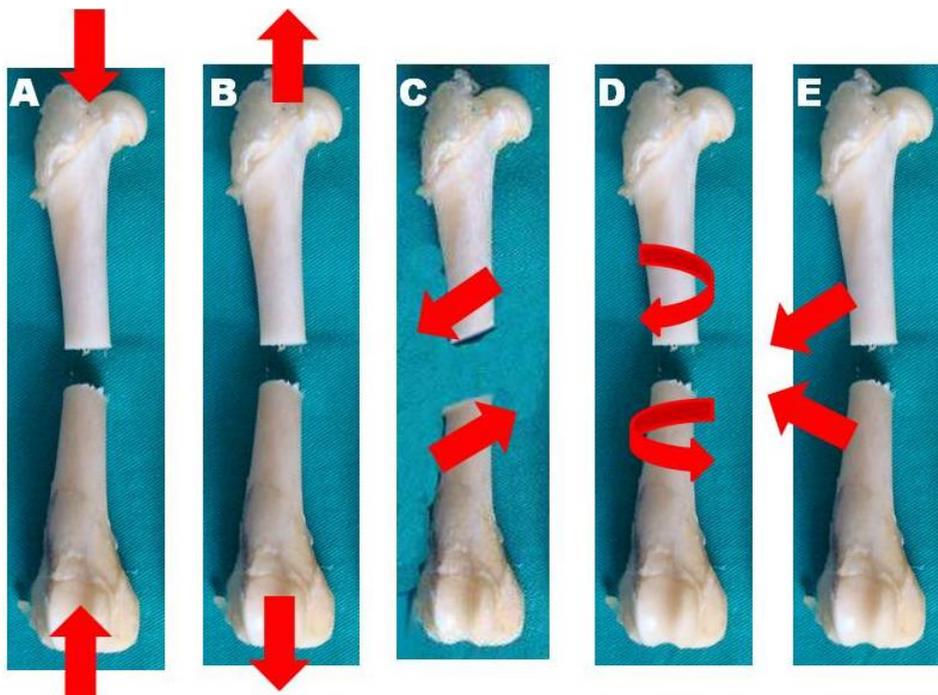


Figura 1 Representação esquemática das cinco forças primárias atuantes no osso: A – força de compressão; B – força de tração; C – força de cisalhamento; D – força de rotação e E – força de flexão

Quando se aplica uma determinada força externa, os ossos tendem a se deformar. A deformação pode apresentar comportamento elástico (deformação reversível) e comportamento plástico (deformação permanente). A resistência é uma medida das forças aplicadas ao material. O módulo de elasticidade (MOE) é a relação entre a tensão aplicada e a deformação elástica que ela produz, sendo

utilizado para avaliar a rigidez de um material. A resistência de um material no teste de flexão estática é mensurada pelo módulo de ruptura (MOR) (DALCIN, 2007; GUIMARÃES JÚNIOR, 2008), enquanto no teste de compressão a resistência é representada pela tensão da força máxima. A tensão da força máxima (resistência à compressão) é a força máxima suportada pelo implante dividida pela área inicial do implante (DALCIN, 2007).

As fraturas fragmentadas necessitam de um sistema de fixação que forneça adequada estabilidade precocemente e que atue por longo período, para possibilitar a reparação óssea (BERNARDE et al., 2001; MUZZI et al., 2009). Em fraturas diafisárias cominutivas pode não ser possível a reconstrução anatômica do osso e, nesses casos, devem ser consideradas as cargas que serão aplicadas sobre o implante e o osso (BERNARDE et al., 2001). Desse modo, quando não há possibilidade de ser feita uma reconstrução anatômica do eixo ósseo devido à grande quantidade de pequenos fragmentos, o osso não poderá compartilhar inicialmente as cargas atuantes com o implante selecionado, ficando este último quase que totalmente com o suporte do peso e atuação das forças, o que aumenta a probabilidade de fadiga do implante (REEMS; PLUHAR; WHEELER, 2006).

Os pinos intramedulares, geralmente, são utilizados em combinação com outros implantes, como fios de aço de cerclagem, placas ósseas ou fixadores esqueléticos externos. Os dois tipos de pinos mais comuns são os de Steinman e os de Kirschner. Há diversos tipos em relação à presença ou não de rosca, tamanho do diâmetro e formato da ponta (STIFLER, 2004).

Os pinos são colocados no canal medular para neutralizar as forças de flexão em todas as direções, porém, isoladamente eles não resistem às forças axiais (tração e compressão), torção e cisalhamento (DALABRIDA et al., 2005; HARA et al., 2003). Para diminuir a atuação das forças de flexão, os pinos devem atingir as duas extremidades ósseas, porém, sem atingir a superfície

articular. Eles podem ser colocados de forma normógrada ou retrógrada, dependendo do osso acometido e, geralmente, ocupam cerca de 70% do canal medular, quando utilizados isoladamente ou em combinação com fios de cerclagem (STIFLER, 2004).

Os pinos intramedulares são considerados minimamente traumáticos e não interferem na formação do calo ósseo periosteal, entretanto, deve-se tomar cuidado para não promover lesões nos tecidos moles, durante a inserção dos mesmos. O pino é indicado nas fraturas diafisárias de fêmur, tibia e úmero, porém, nunca como um método isolado, já que não anula todas as forças atuantes. Um dos maiores problemas do pino intramedular é a sua migração, causando lesões aos tecidos moles, articulações e ao nervo isquiático, quando utilizado no fêmur, além de predispor a não união óssea ou união óssea retardada, por ser uma fixação pouco estável (STIFLER, 2004).

As placas e os parafusos ósseos são técnicas de fixação interna largamente utilizadas no tratamento das fraturas diafisárias em ossos longos (FOUAD, 2010), estando disponíveis em diversos tamanhos e formatos (STIFLER, 2004). Uma das grandes vantagens é a resistências às forças atuantes e a consequente estabilidade promovida no local da fratura, pois é difícil obter restrição de exercícios no paciente canino no período de reparação óssea (BERNARDE et al., 2001; HULSE et al., 1997).

As placas ósseas resistem às forças de tração, compressão, cisalhamento e torção, e, dependendo do formato e do tipo de colocação, também resistem às forças de flexão. Quanto maior a placa, maior é sua resistência às forças de flexão (STIFLER, 2004), entretanto, são consideradas fracas com relação a estas forças, principalmente quando comparadas aos pinos intramedulares e hastes intramedulares bloqueadas, pelo fato de ser colocada de forma excêntrica no osso (CORDEY; PERREN; STEINEMANN, 2000).

Quando a redução anatômica da fratura é obtida, as placas alcançam maior resistência às forças e apresentam maior durabilidade, por compartilharem as cargas atuantes com o osso (STIFLER, 2004). Entretanto, nas fraturas cominutivas as placas ficam mais susceptíveis às forças de flexão. Por este motivo, muitas vezes, é recomendada a associação com outros implantes (BERNARDE et al., 2001; HULSE et al., 1997).

Acredita-se que uma das limitações do uso da placa óssea seria a interrupção do suprimento sanguíneo ao periósteo sob a placa, o que retardaria o processo de consolidação óssea. A placa bloqueada surgiu como tentativa de limitar os danos à irrigação dos tecidos ósseos e moles, além de manter uma melhor fixação dos parafusos, limitando o afrouxamento dos mesmos de forma precoce (FOUAD, 2010; GOH et al., 2009; GORDON et al., 2010; ROSSETTI et al., 1997). Outra limitação a longo prazo seria a possibilidade de ocorrer necrose e reabsorção óssea sob a placa, promovendo uma nova fratura óssea. Assim, indica-se a remoção do implante logo após a consolidação óssea. A justificativa para este acontecimento seria a falta de irrigação sanguínea periosteal e o fato de a rigidez entre placa e osso fazer com que o implante seja o responsável por suportar todas as cargas atuantes no osso (FOUAD, 2010). Alves et al. (2010) acreditam que este enfraquecimento ósseo por osteopenia se deve ao fato de o módulo de elasticidade da placa ser maior que o do osso.

Pela atuação fisiológica das forças de compressão, as placas ósseas utilizadas no tratamento das fraturas podem apresentar afrouxamento dos parafusos, principalmente se forem utilizados parafusos monocorticais (GOH et al., 2009; STIFLER, 2004). Outras complicações associadas são a quebra dos implantes, união óssea retardada, não união, infecção, osteopenia e, raramente, osteossarcoma. A placa deve ser removida em menos de 15% dos casos, geralmente quando há instabilidade do implante, irritação ao tecido mole, infecção e claudicação crônica (STIFLER, 2004).

A haste intramedular bloqueada foi desenvolvida para controlar, principalmente, a força de rotação no local da fratura, já que o pino intramedular utilizado isoladamente não impede esse movimento (MELE, 2007). As hastes bloqueadas são pinos intramedulares com orifícios transversais, geralmente dois em cada extremidade, os quais permitem o bloqueio transcortical com parafusos, anulando os movimentos axiais e rotacionais (ROMANO et al., 2008; STIFLER, 2004). Elas são indicadas para fraturas diafisárias em úmero, fêmur e tibia, e estão disponíveis em quatro diâmetros diferentes e em diversos comprimentos (BHAT; RAO; BHASKARANAND, 2006; PIÓREK et al., 2012; REEMS; PLUHAR; WHEELER, 2006; SHIMABUKURO et al., 1997).

Segundo Lansdowne et al. (2007) e Piórek et al. (2012), as hastes são alternativas às placas. Elas permitem rígida estabilização de fraturas, apresentam vantagens biomecânicas em relação às demais técnicas por atuarem no eixo mecânico central do osso, interferem minimamente no tecido mole adjacente e na vascularização na região da fratura e mantêm o alinhamento e o comprimento ósseo durante o período de consolidação (LANSDOWNE et al., 2007; PFEIL et al., 2005; ROMANO et al., 2008). Além disso, para a sua inserção no osso podem ser utilizados pequenos acessos cirúrgicos (GOETT et al., 2007; REEMS; PLUHAR; WHEELER, 2006).

As vantagens mecânicas do sistema são similares às dos pinos intramedulares em relação às forças de flexão, mas apresentam boa atuação também nas forças de torção, compressão e cisalhamento, já que a haste é bloqueada por parafusos (PFEIL et al., 2005; STIFLER, 2004). Segundo Lansdowne et al. (2007), Piórek et al. (2012) e Radcliffe et al. (2001), a resistência das hastes à flexão é superior quando comparada à das placas ósseas, já que as primeiras são colocadas no interior do canal medular e resistem mais a esta força, enquanto as placas são colocadas de forma excêntrica. O ponto mais

fraco do implante se localiza nos orifícios para inserção dos parafusos, os quais não podem ficar próximos à linha de fratura (STIFLER, 2004).

As hastes apresentam alta taxa de sucesso, com cerca de 95% de união óssea e relato de mínimas complicações (17% a 22%) (GOETT et al., 2007; STIFLER, 2004). As complicações associadas à haste intramedular bloqueada são o não bloqueio da haste com os parafusos ósseos, a quebra da haste ou dos parafusos e as lesões aos tecidos moles adjacentes ou articulações (DURALL et al., 2004; LANSLOWNE et al., 2007; PIÓREK et al., 2012).

As placas ósseas ainda são os implantes de eleição no tratamento de fraturas diafisárias cominutivas de ossos longos. Entretanto, muitas vezes, não é possível a reconstrução do eixo ósseo unindo as corticais, o que faz com que as forças atuem sobre o sistema, principalmente as forças de flexão na região da placa onde não há preenchimento por parafusos, podendo levar a uma deformação plástica e à quebra da placa (GOH et al., 2009; PFEIL et al., 2005). Segundo Radcliffe et al. (2001), a haste intramedular bloqueada também pode apresentar falhas nas fraturas cominutivas pela falta de contato entre as corticais dos segmentos.

Assim, a combinação do pino intramedular à placa óssea (sistema *plate-rod*) foi primariamente indicada para fraturas cominutivas, nas quais não é possível realizar a redução anatômica dos fragmentos ósseos (BEALE, 2004; GOH et al., 2009; PFEIL et al., 2005). A presença do pino intramedular diminui as forças atuantes sobre a placa óssea, o que aumenta a vida de fadiga da placa e evita sua quebra, além de favorecer o alinhamento do eixo ósseo (GOH et al., 2009; HULSE et al., 1997). O pino intramedular, quando utilizado em associação à placa, deve ocupar em torno de 35% a 50% do diâmetro do canal medular do osso em seu ponto mais estreito (HULSE et al., 1997; PFEIL et al., 2005; STIFLER, 2004). O diâmetro do pino pode não permitir que todos os parafusos da placa sejam bicorticais, o que pode comprometer a eficácia do

sistema (GOH et al., 2009; HULSE et al., 1997). A taxa de união óssea descrita para o sistema *plate-rod* está em torno de 98% e a principal complicação é a migração do pino intramedular, sendo necessária sua posterior remoção (BEALE, 2004; STIFLER, 2004).

Recentemente, foi desenvolvida a associação da haste intramedular bloqueada com a placa óssea (sistema *plate-nail*), com o objetivo de obter, em um único sistema, as vantagens de cada implante isoladamente e, conseqüentemente, neutralizar de forma mais eficaz as principais forças atuantes sobre a fratura. O implante promove elevada rigidez e estabilidade em fraturas diafisárias cominutivas, permitindo adequada reparação óssea (MUZZI et al., 2009).

Em um estudo clínico, animais com fraturas diafisárias e submetidos à cirurgia para implantação do sistema *plate-nail* obtiveram rápido retorno funcional do membro e adequado remodelamento ósseo, com ausência das linhas de fratura aos 90 dias de pós-operatório (MUZZI et al., 2009). Uma limitação do sistema *plate-nail* é a aplicação restrita ao úmero, fêmur e tíbia (MUZZI et al., 2009), bem como do sistema *plate-rod* (BEALE, 2004; STIFLER, 2004).

O ideal é que os sistemas de implantes ortopédicos desenvolvidos e aprimorados sejam submetidos aos testes biomecânicos, pois os resultados são amplamente aceitos na avaliação da eficácia desses implantes (ALVES et al., 2010). Os testes estão se tornando cada vez mais importantes para se avaliar a eficiência dos métodos de fixação óssea em relação à estabilidade mecânica e à capacidade de resistir às forças atuantes na fratura (DALABRIDA et al., 2005).

O presente estudo foi realizado com o objetivo de comparar as propriedades mecânicas entre os sistemas *plate-nail* e *plate-rod* nos testes de compressão e flexão estática. Dentre as propriedades mecânicas obtidas pela máquina universal de ensaios, foram avaliados a força máxima suportada pelos

implantes, a resistência à compressão e flexão e o módulo de elasticidade. Além dos valores mecânicos, avaliaram-se a deformação na falha óssea e os tipos de ruptura apresentados pelos corpos de prova.

3 MATERIAL E MÉTODOS

O estudo foi conduzido nas instalações do Departamento de Medicina Veterinária e do Departamento de Ciências Florestais da Universidade Federal de Lavras (UFLA). A pesquisa foi aprovada pela Comissão de Bioética na Utilização de Animais da Universidade Federal de Lavras, sob protocolo número 016/2009 (ANEXO A).

3.1 Implantes ortopédicos

Os implantes metálicos utilizados neste estudo foram confeccionados com aço inoxidável cirúrgico¹. O sistema de fixação de fratura *plate-nail* (Figura 2) era composto por uma haste intramedular associada a uma placa óssea, sendo ambos bloqueados por parafusos em um único dispositivo.

A haste intramedular bloqueada utilizada possuía dois diâmetros diferentes (6 mm ou 8 mm) e comprimentos variáveis (120 mm, 135 mm, 150 mm, 165 mm, 180 mm e 195 mm). Apresentava também dois orifícios proximais e dois distais, que possibilitavam a passagem dos parafusos bloqueantes.

A placa óssea foi desenhada em configuração do tipo placa em ponte e possuía dois orifícios proximais e dois distais, que coincidiam com os orifícios da haste intramedular, permitindo o bloqueio de ambos os implantes pelos parafusos ósseos bicorticais. Esses quatro orifícios da placa apresentavam

¹ Brasmed Veterinária, Paulínia – São Paulo.

formato oblongo, de modo que a placa pudesse ser moldada ao osso, sem interferir no bloqueio da haste com os parafusos. A placa também apresentava orifícios intermediários em formato arredondado, os quais permitiam a utilização de parafusos monocorticais.

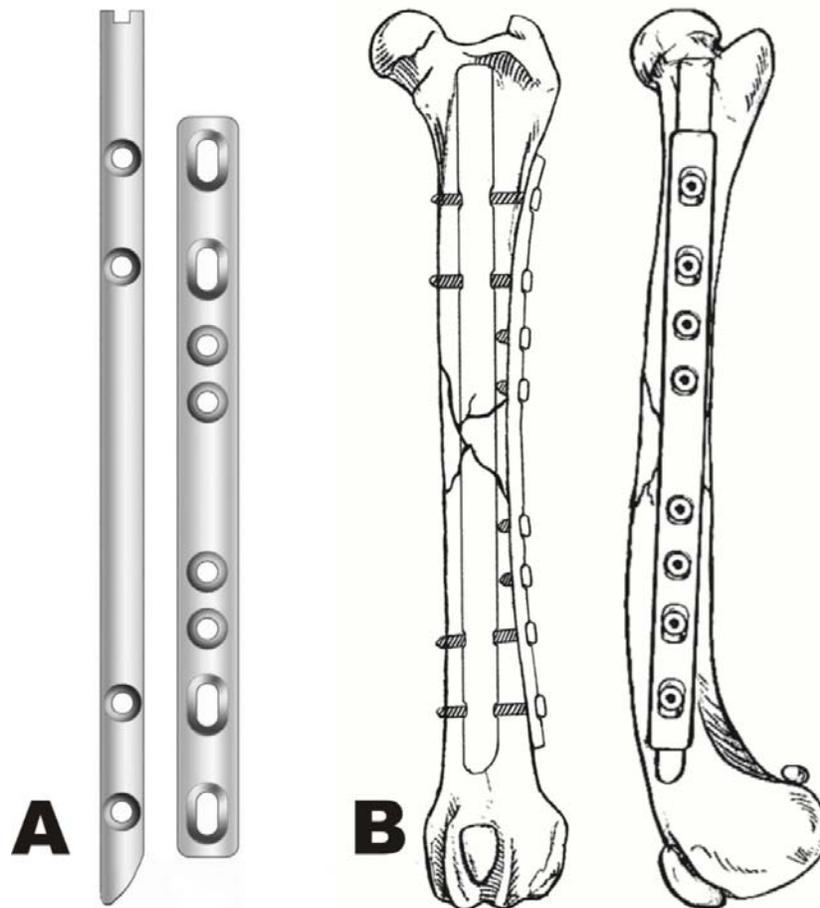


Figura 2 Sistema *plate-nail*. A – Haste intramedular bloqueada (esquerda) e placa óssea (direita) desenhadas para o sistema *plate-nail*. Observar que os dois orifícios proximais e os dois distais da placa são oblongos e coincidem os orifícios da haste, o que permite o uso de parafusos bicorticais bloqueantes. Os orifícios intermediários da placa são arredondados e possibilitam o uso de parafusos monocorticais. B – Desenho esquemático de fêmur canino em vista cranial (esquerda) e lateral (direita), mostrando a implantação do sistema *plate-nail* para fixação de uma fratura diafisária cominutiva

O sistema *plate-rod* (Figura 3) era constituído por um pino intramedular em conjunto com uma placa óssea. Porém, os parafusos fixavam apenas a placa óssea, sem promover o bloqueio do pino intramedular. Foram utilizados pinos intramedulares de diâmetro variando de 2 mm a 4 mm e as placas eram as do mesmo tipo utilizadas no sistema *plate-nail*.

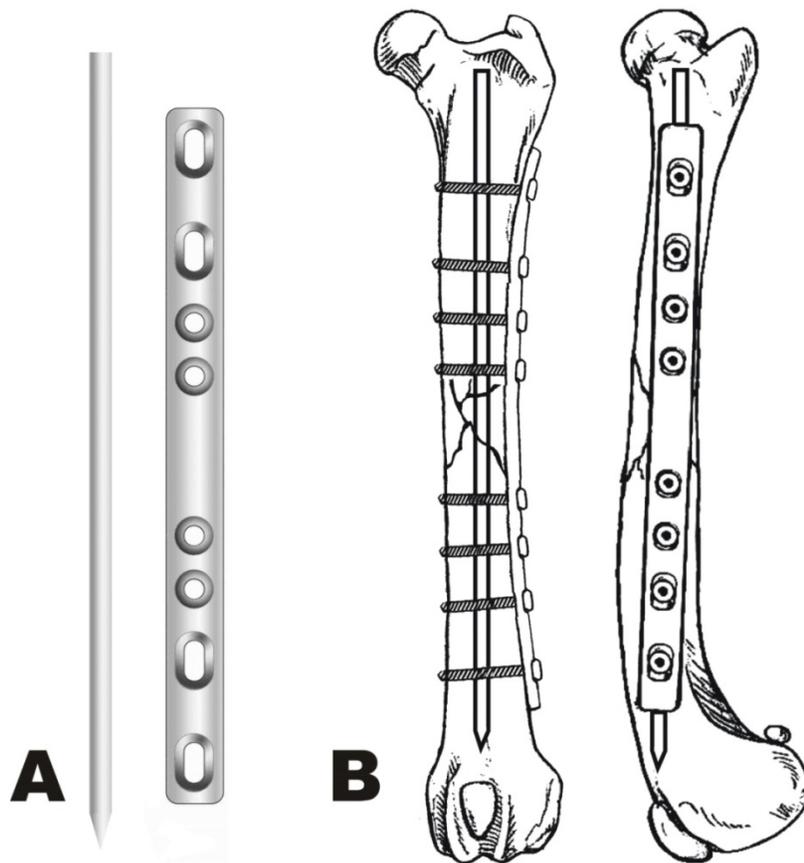


Figura 3 Sistema *plate-rod*. A – Pino intramedular (esquerda) e placa óssea (direita) utilizados em conjunto no sistema *plate-rod*. Observar que é o mesmo tipo de placa utilizado para o sistema *plate-nail*, mas o pino intramedular é maciço e não permite a passagem de parafusos através dele. B – Desenho esquemático de fêmur canino, em vista cranial (esquerda) e lateral (direita), mostrando a implantação do sistema *plate-rod* em uma fratura diafisária cominutiva

3.2 População amostral

Foram utilizados 20 pares de fêmures coletados de cadáveres de cães que foram eutanasiados ou que morreram por causas diversas não relacionadas a este estudo, no Hospital Veterinário e Setor de Patologia Veterinária da UFLA. Os cães eram adultos e de porte médio ou grande. Os fêmures foram dissecados e removidos, sendo retirada toda a estrutura muscular e demais tecidos moles. Os espécimes foram congelados em bolsas plásticas contendo solução salina (cloreto de sódio 0,9%), segundo as recomendações de Pfeil et al. (2005), até a construção dos modelos experimentais. O descongelamento foi realizado, em temperatura ambiente, 24 horas antes do preparo dos corpos de prova, segundo as recomendações de Ulian et al. (2008).

3.3 Preparação dos corpos de prova

Segundo as recomendações de Dalabrida et al. (2005), com a finalidade de minimizar a interferência de fatores entre os indivíduos, tais como idade do animal, porosidade óssea, mineralização e conformação anatômica do osso, os quais podem alterar os resultados biomecânicos, o ensaio experimental comparativo foi realizado utilizando-se os fêmures do mesmo animal, sempre empregando o sistema de fixação *plate-nail* em um fêmur e o sistema de fixação *plate-rod* no fêmur contralateral. Foram selecionados, aleatoriamente, 10 pares de fêmures para o teste biomecânico de compressão axial e 10 pares de fêmures para o teste de flexão.

Simulou-se, em todos os modelos experimentais, uma falha óssea, por meio de uma ostectomia no terço médio da diáfise femoral (Figura 4), a qual foi realizada com auxílio de serra óssea. A falha óssea confeccionada correspondeu ao diâmetro ósseo na região central da diáfise.

Um dos fêmures recebeu o implante *plate-nail*. Para as hastes de 6 mm de diâmetro foram utilizados a placa e os parafusos de 2,7 mm, enquanto nas hastes de 8 mm de diâmetro foram empregados a placa e os parafusos de 3,5 mm. A seleção do diâmetro da haste foi baseada naquela que se inseria mais justaposta ao canal medular, enquanto na escolha do comprimento tomou-se como base a distância entre as regiões metafisárias do osso.

Para inserção e correto posicionamento da haste intramedular bloqueada, foi utilizado o guia de perfuração, que estava conectado à haste por meio do extensor. Respeitando-se o intervalo criado pela falha óssea, mimetizando uma fratura cominutiva, a haste foi corretamente posicionada com os orifícios alinhados. Para o bloqueio da haste, utilizou-se a marcação específica do guia, por onde foram conectadas as luvas que serviram de guia para as brocas de 2,0 mm ou 2,5 mm de diâmetro. Foram realizadas duas perfurações transcorticais em cada extremidade óssea, iniciando-se pelo orifício mais distal. As perfurações foram bicorticais e o comprimento dos parafusos foi verificado com o medidor de profundidade. As roscas no osso foram preparadas com auxílio do macho cortical, de 2,7 mm ou 3,5 mm de diâmetro. A placa óssea, previamente selecionada e moldada (2,7 mm ou 3,5 mm), foi conectada antes que os parafusos bloqueadores fossem atarraxados. Foram colocados dois parafusos distais e dois proximais, atingindo as duas corticais ósseas, fixando a placa na superfície lateral do osso e a haste no interior do canal medular. Após o bloqueio da haste e da placa, o guia de perfuração foi removido e os orifícios centrais da placa foram preenchidos com parafusos monocorticais (Figura 5).

O fêmur contralateral recebeu o implante *plate-rod*. Os pinos intramedulares tiveram seus diâmetros selecionados, correspondendo a cerca de 40% do diâmetro do canal medular na região central da diáfise. Depois de selecionado, o pino foi inserido no canal medular, com auxílio de uma furadeira, sendo depois cortado e recalçado, sempre respeitando o intervalo criado pela

falha óssea que mimetiza a fratura. Depois de inserido o pino intramedular, a placa óssea foi moldada e posicionada sobre a superfície lateral do fêmur. As perfurações foram transcorticais com brocas de 2,0 ou 2,5 mm, alternando os orifícios em cada extremidade. Neste sistema, todas as perfurações foram bicorticais e o comprimento dos parafusos foi verificado com o medidor de profundidade. As roscas no osso foram preparadas com auxílio do macho cortical de 2,7 ou 3,5 mm de diâmetro e os parafusos selecionados foram inseridos, fixando a placa ao osso (Figura 6). A placa obedeceu ao mesmo modelo utilizado no membro oposto, na construção do sistema *plate-nail*.

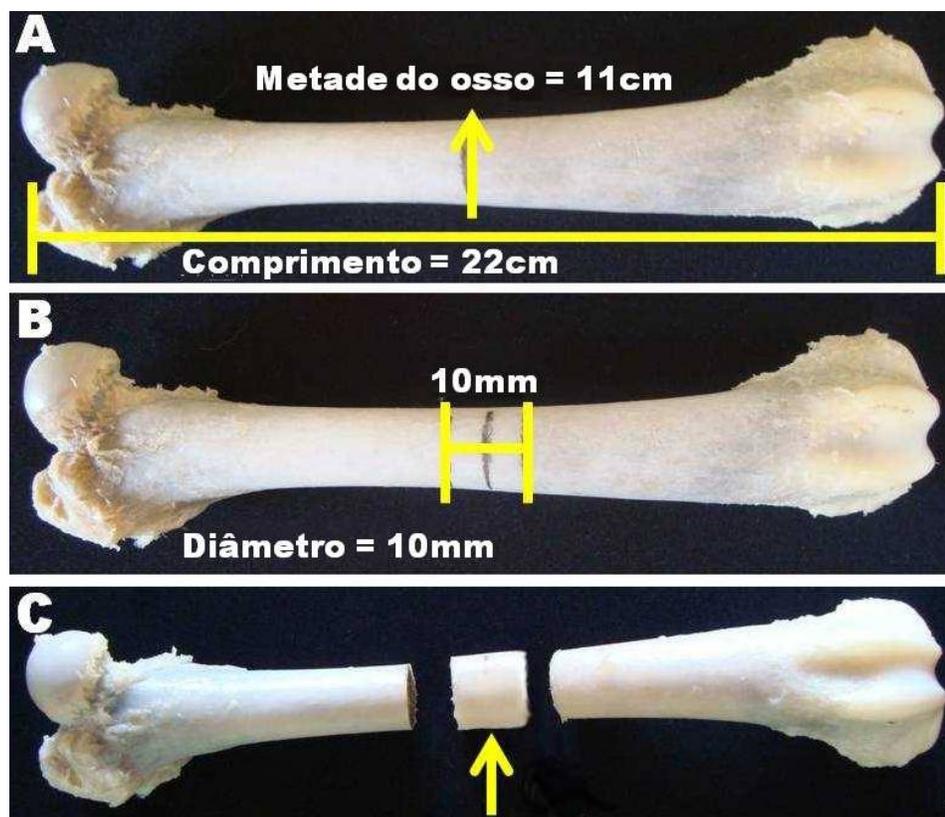


Figura 4 Osteotomia no terço médio da diáfise femoral: A – mensuração do comprimento ósseo (22 cm) e determinação do ponto médio (seta amarela); B – determinação do tamanho da falha óssea no terço médio da diáfise femoral, correspondendo ao diâmetro ósseo neste local; C – realização da osteotomia para simulação de uma falha óssea (seta amarela)

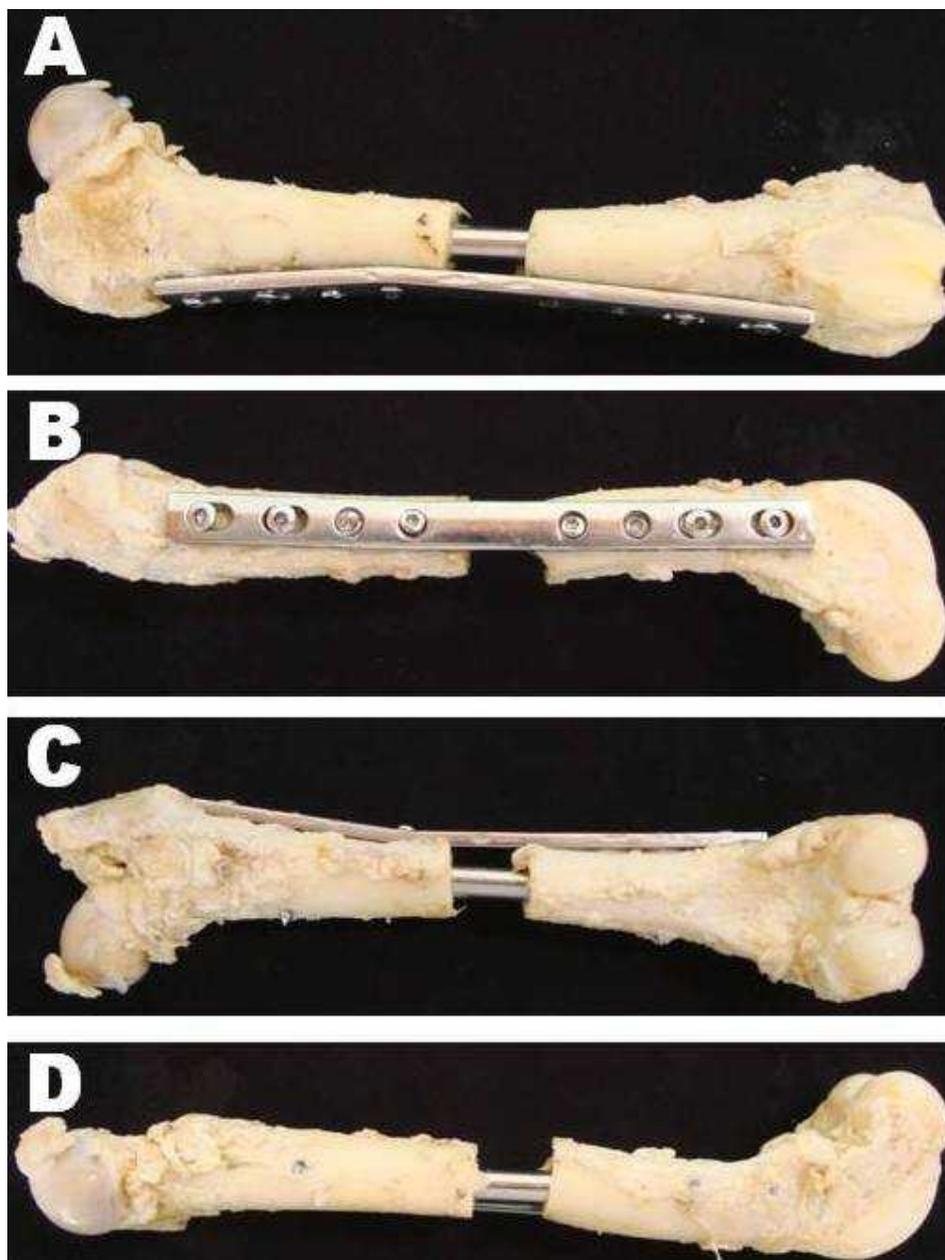


Figura 5 Corpo de prova com o sistema *plate-nail*. Fêmur direito de cadáver canino com falha óssea no terço médio da diáfise e fixação óssea com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea. A – Vista cranial; B – vista lateral; C – vista caudal; D – vista medial

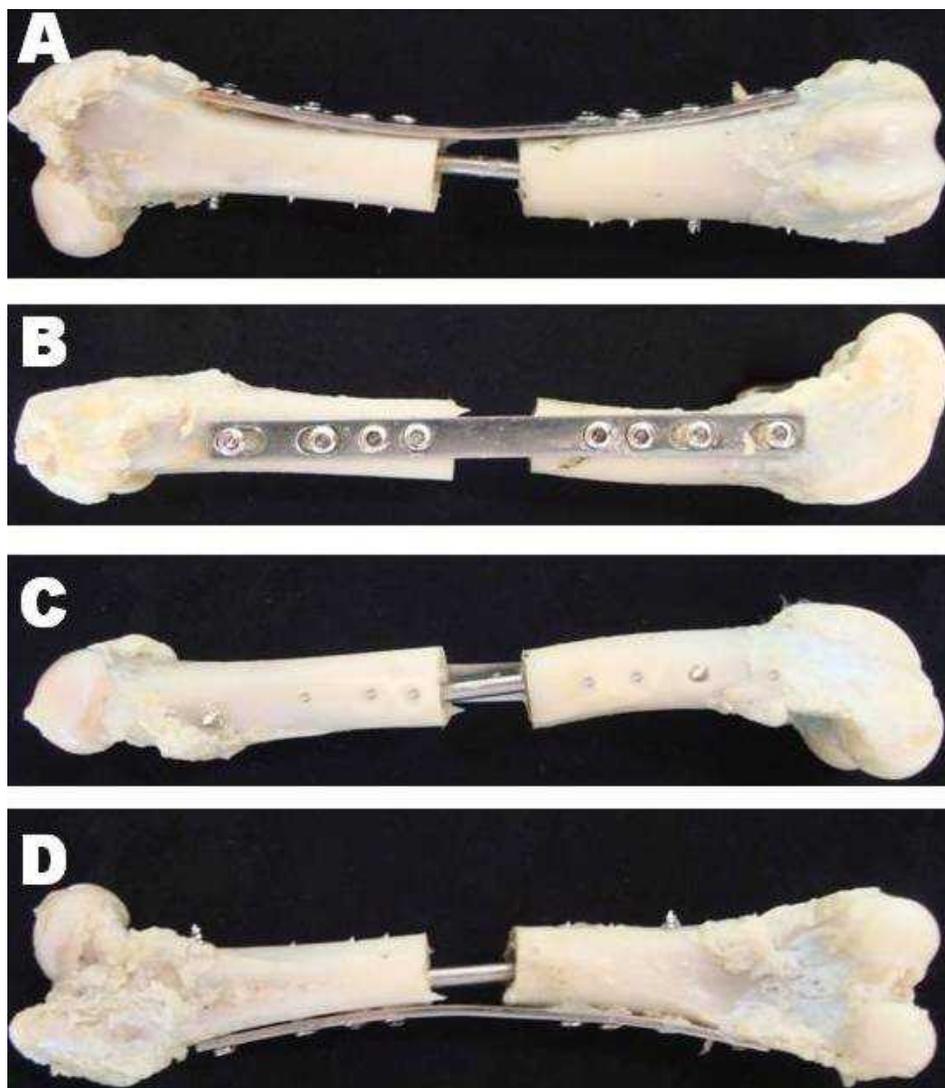


Figura 6 Corpo de prova com o sistema *plate-rod*. Fêmur esquerdo de cadáver canino com falha óssea no terço médio da diáfise e fixação óssea com a associação do pino intramedular e placa óssea. A – Vista cranial; B – vista lateral; C – vista medial; D – vista caudal

3.4 Exame radiográfico

Todos os corpos de prova foram radiografados (Figura 7) antes do ensaio biomecânico, para descartar anormalidades ósseas e se certificar do correto posicionamento dos implantes.

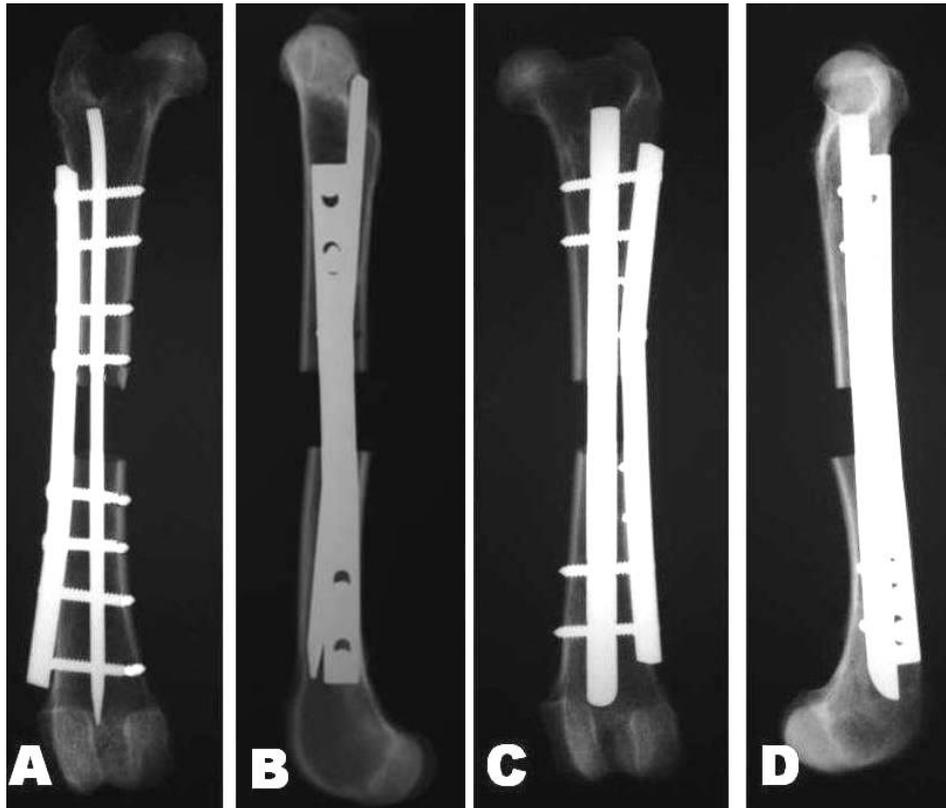


Figura 7 Imagens radiográficas dos corpos de prova antes de serem submetidos ao teste biomecânico. A e B - Corpo de prova fixado com a associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*) nas projeções craniocaudal e mediolateral, respectivamente. C e D - Corpo de prova fixado com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) nas projeções craniocaudal e mediolateral, respectivamente

Após os testes, o exame radiográfico foi repetido para detectar alterações nos implantes e nos ossos, ocorridas dentro dos corpos de prova, as quais não estavam visíveis externamente. Por meio de mensuração direta sobre as imagens radiográficas, foi realizada avaliação comparativa entre as radiografias do pré e do pós-ensaio. Foi mensurado, em milímetros, o quanto houve de deformação na falha óssea induzida experimentalmente e se ocorreram deformidades angulares ou rotacionais após os testes biomecânicos.

3.5 Testes biomecânicos

Para a padronização dos tempos, forças e velocidades de deslocamento e também para conhecimento do momento de falha dos implantes, foi realizado um teste piloto. O teste piloto permitiu a determinação dos dados para o correto funcionamento da máquina de ensaios (ANEXOS B e C). O estudo foi conduzido comparando-se dois tratamentos, ou seja, o sistema *plate-nail* e o sistema *plate-rod*, sendo dez repetições para cada teste.

A metodologia utilizada para o teste de compressão axial foi adaptada de Alves et al. (2010). O teste foi realizado em uma máquina universal de ensaios modelo EMIC DL 30000², com duas bases de compressão (Figura 8). A célula de carga utilizada foi de 19600 N (Newton) e a velocidade de deslocamento foi de 10 mm/s. Para o apoio dos corpos de provas e para a sua permanência na posição vertical, perpendicular às bases de compressão, as extremidades das regiões epifisárias dos corpos de provas foram parcialmente serradas, de maneira que se tornassem planas. A falha no teste de compressão axial foi considerada quando houve a ruptura dos corpos de provas.

² EMIC DL 30000 (EMIC equipamentos e sistemas de ensaios Ltda.), São José dos Pinhais, Paraná.

A metodologia para o teste de flexão estática foi adaptada de Alves et al. (2010). O teste foi realizado em uma máquina universal de ensaios modelo EMIC DL 30000³, com a célula de carga atingindo o centro da diáfise femoral e a base de apoio fixada a uma distância de 90 mm (Figura 9). A célula de carga utilizada foi de 19600 N e a velocidade de deslocamento foi de 10 mm/s. A falha no teste de flexão foi considerada quando houve a ruptura dos corpos de provas.



Figura 8 Teste mecânico de compressão utilizando máquina universal de ensaios EMIC DL 30000. A - Corpo de prova fixado com o sistema *plate-nail* (associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea). B – Corpo de prova fixado com o sistema *plate-rod* (associação do pino intramedular e placa óssea)

³ EMIC DL 30000 (EMIC equipamentos e sistemas de ensaios Ltda.), São José dos Pinhais, Paraná.

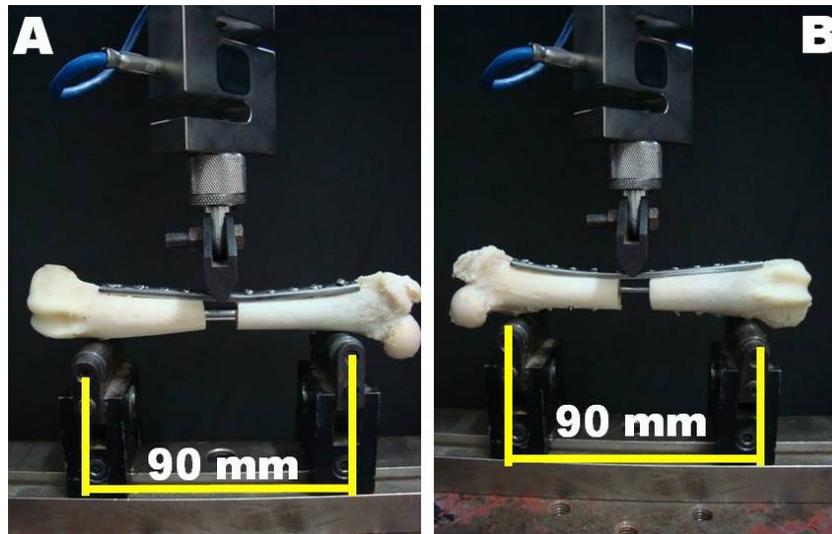


Figura 9 Teste mecânico de flexão estática utilizando máquina universal de ensaios EMIC DL 30000, com a célula de carga atingindo o centro da diáfise femoral e a base de apoio fixada a uma distância de 90 mm. A – Corpo de prova fixado com o sistema *plate-nail* (associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea). B - Corpo de prova fixado com o sistema *plate-rod* (associação do pino intramedular e placa óssea)

A máquina apresentava um *software* específico que forneceu, por meio dos testes de compressão e flexão, a força máxima suportada pelos implantes e o módulo de elasticidade, além de fornecer valores para a obtenção da resistência à compressão (tensão da força máxima) e o módulo de ruptura na flexão estática (resistência à flexão).

3.6 Tipos de ruptura

Depois de realizados os ensaios de compressão e flexão, todos os corpos de provas foram observados quanto ao tipo de ruptura e deformidades (fratura óssea, fratura dos implantes, encurvamento dos implantes, dentre outros).

3.7 Análise estatística

Para comparação entre os dois grupos, foi utilizado um delineamento em blocos ao acaso, com 2 tratamentos e 10 repetições. As variáveis foram analisadas pelo teste de Shapiro Wilk, para verificar se se encontravam em uma população normal. Quando não se encontravam dentro da normalidade, realizou-se a transformação dos dados pela raiz quadrada. As variáveis que não se tornaram uma amostra normal, mesmo após a transformação pela raiz quadrada, foram consideradas não-paramétricas.

As variáveis paramétricas foram submetidas à análise de variância (ANOVA) e as médias comparadas pelo teste de Fischer (teste F), considerando o nível de significância (valor p) menor ou igual a 0,05 ($p \leq 0,05$). Quando o teste demonstrou diferença estatística significativa, também se utilizou o teste de Tukey.

As variáveis não paramétricas foram submetidas ao teste de Mann-Whitney. A análise estatística descritiva foi utilizada na comparação dos tipos de ruptura após o ensaio biomecânico.

A análise estatística foi realizada com auxílio dos programas estatísticos SISVAR (FERREIRA, 2000) e *Statistical Package for the Social Sciences - SPSS* (STATISTICAL..., 2008).

4 RESULTADOS

Os resultados apresentados durante os testes biomecânicos são: força máxima suportada pelos implantes, resistência e tipos de ruptura dos corpos de provas e deformação da falha óssea.

4.1 Força máxima suportada pelos corpos de provas

A média da força máxima nos testes de compressão axial para o sistema *plate-nail* foi de 1321 ± 441 N e, para o sistema *plate-rod*, foi de 801 ± 498 N. Os dados obtidos apresentavam distribuição normal e observou-se diferença estatística significativa entre os implantes no teste F ($p=0,005$) e no teste de Tukey. O sistema *plate-nail* foi considerado superior ao sistema *plate-rod*, em suportar as forças de compressão axial.

A média da força máxima nos testes de flexão estática para o sistema *plate-nail* foi de 943 ± 610 N e, para o sistema *plate-rod*, foi de 407 ± 405 N. Os dados obtidos foram transformados para uma distribuição normal e as médias foram comparadas, pelo teste F ($p=0,04$) e pelo teste de Tukey, que demonstraram haver diferença estatística significativa entre os implantes avaliados. O sistema *plate-nail* foi considerado superior ao sistema *plate-rod* em suportar as forças de flexão.

Na Tabela 1 está sintetizada a análise estatística da comparação entre os sistemas *plate-nail* e *plate-rod*, nos testes mecânicos de compressão e flexão.

Tabela 1 Análise estatística da força máxima suportada pelos corpos de prova de fêmures caninos com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*), submetidos aos testes de compressão e flexão estática, com médias comparadas pelo teste de Fischer.

| | COMPRESSÃO | FLEXÃO |
|--|-------------------|------------------|
| Média da força máxima do <i>plate-nail</i> | 1321 ^a | 943 ^a |
| Média da força máxima do <i>plate-rod</i> | 801 ^b | 407 ^b |
| Coefficiente de variação (%) | 29,29 | 40,13 |
| Nível de significância (valor p) | 0,005 | 0,04 |

a, b = letras diferentes nas colunas indicam diferença estatística significativa, com $p \leq 0,05$.

4.2 Resistência dos corpos de provas

A média do MOE durante o teste de compressão axial para o sistema *plate-nail* foi de 998 ± 646 MPa e de 1070 ± 458 MPa, para o sistema *plate-rod*. Os dados obtidos mostraram distribuição normal e, na comparação de médias pelo teste F, obteve-se $p = 0,6$, o que demonstrou não haver diferença estatística significativa entre os implantes *plate-nail* e *plate-rod*. A rigidez de ambos os implantes sob determinada força compressiva é estatisticamente igual.

A resistência à compressão (tensão da força máxima) apresentou média de 11 ± 4 MPa, para o sistema *plate-nail* e de 7 ± 5 MPa, para o sistema *plate-rod*. Os dados apresentavam distribuição normal e as médias comparadas pelo teste F mostraram $p = 0,03$. No teste de Tukey, também se observou diferença estatística significativa entre os implantes avaliados. Assim, o sistema *plate-nail* apresentou maior resistência em suportar as forças de compressão, quando comparado ao sistema *plate-rod*.

A média do valor do MOE, durante o teste de flexão estática para o sistema *plate-nail*, foi de 2249 ± 1184 MPa e, para o sistema *plate-rod*, foi de

1301±1119 MPa. Os valores foram transformados para uma população normal e as médias foram comparadas pelo teste F ($p=0,01$) e pelo teste de Tukey, que demonstraram haver diferença estatística significativa entre os implantes avaliados. No teste de flexão, o sistema *plate-nail* é mais rígido que o sistema *plate-rod*.

As médias para os valores da resistência à flexão estática (módulo de ruptura - MOR) foram de 73,3 MPa, para o sistema *plate-nail* e de 25,5 MPa, para o sistema *plate-rod*. Os valores não se enquadraram em uma amostra normal e as médias foram comparadas pelo teste de Mann-Whitney, obtendo-se um valor de $p=0,049$. Assim, O sistema *plate-nail* apresenta maior capacidade de resistir às forças de flexão, quando comparado ao sistema *plate-rod*.

A análise estatística dos valores de MOE e resistências à compressão axial e flexão estática pode ser observada nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2 Análise estatística do módulo de elasticidade (MOE) dos corpos de prova de fêmures caninos com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*) submetidos aos testes de compressão e flexão, com médias comparadas pelo teste de Fischer.

| | COMPRESSÃO | FLEXÃO |
|-----------------------------------|-------------------|-------------------|
| Média do MOE do <i>plate-nail</i> | 998 ^a | 2249 ^a |
| Média do MOE do <i>plate-rod</i> | 1070 ^a | 1301 ^b |
| Coeficiente de variação (%) | 38,82 | 41,14 |
| Nível de significância (valor p) | 0,6 | 0,01 |

a, b = letras diferentes nas colunas indicam diferença estatística significativa, com $p \leq 0,05$.

Tabela 3 Análise estatística da resistência à compressão, com médias comparadas pelo teste de Fischer e análise da resistência à flexão, com médias comparadas pelo teste de Mann-Whitney, dos corpos de prova de fêmures caninos com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*).

| | COMPRESSÃO | FLEXÃO |
|----------------------------------|-----------------|-------------------|
| Média para o <i>plate-nail</i> | 11 ^a | 73,3 ^a |
| Média para o <i>plate-rod</i> | 7 ^b | 25,5 ^b |
| Nível de significância (valor p) | 0,03 | 0,0049 |

a, b = letras diferentes nas colunas indicam diferença estatística significativa, com $p \leq 0,05$.

4.3 Deformação na falha óssea induzida

Os exames radiográficos realizados previamente e após os ensaios de compressão e flexão permitiram a avaliação quantitativa da deformação da falha óssea induzida experimentalmente.

A média da deformação da falha óssea induzida para o sistema *plate-nail* foi de 1,6mm e, para o sistema *plate-rod*, foi de 1,7 mm, no teste de compressão axial. Já nos testes de flexão foram encontradas as médias de 1,3 mm e 4,6 mm, para os sistemas *plate-nail* e *plate-rod*, respectivamente. Nas Tabelas 4 e 5 observa-se o resumo estatístico da deformação da falha óssea.

Os valores para esta variável não caracterizavam uma população normal e foi realizado o teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Os resultados encontrados demonstraram que não há diferença estatística significativa entre os implantes *plate-nail* e *plate-rod* na deformação da falha óssea, no teste de compressão ($p=0,875$). Porém, no teste de flexão, o sistema *plate-nail* apresentou, estatisticamente, menor deformação da falha óssea ($p=0,032$).

Tabela 4 Análise estatística da deformação da falha óssea induzida nos corpos de prova de fêmures caninos fixados com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*), submetidos aos testes de compressão.

| DADOS | COMPRESSÃO | |
|------------------------------|-------------------|-------------------|
| | <i>PLATE-NAIL</i> | <i>PLATE-ROD</i> |
| Média ¹ | 1,60 ^a | 1,70 ^a |
| Desvio padrão | 1,51 | 1,71 |
| Coefficiente de variação (%) | 94,00 | 100,59 |
| Mínimo | 0 | 0 |
| Máximo | 5 | 6 |
| Erro padrão da média | 0,48 | 0,54 |

¹Médias não diferem, pelo teste Mann-Whitney (P=0,875).

Tabela 5 Análise estatística da deformação da falha óssea induzida nos corpos de prova de fêmures caninos fixados com a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (*plate-nail*) ou com a associação do pino intramedular e placa óssea (*plate-rod*), submetidos aos testes de flexão.

| DADOS | FLEXÃO | |
|------------------------------|-------------------|-------------------|
| | <i>PLATE-NAIL</i> | <i>PLATE-ROD</i> |
| Média ¹ | 1,30 ^a | 4,60 ^b |
| Desvio padrão | 1,16 | 3,89 |
| Coefficiente de variação (%) | 89,23 | 84,57 |
| Mínimo | 0 | 1 |
| Máximo | 4 | 11 |
| Erro padrão da média | 0,37 | 1,23 |

¹Médias diferem, pelo teste Mann-Whitney (P=0,032).

4.4 Tipos de ruptura apresentados pelos corpos de prova

No teste de compressão, o sistema *plate-nail* apresentou deformação dos parafusos ósseos em 50% dos corpos de prova, fraturas longitudinais dos

segmentos ósseos em 20% e não houve visualização macroscópica de qualquer tipo de ruptura em 30% das amostras. Para o mesmo teste com o sistema *plate-rod*, as fraturas longitudinais dos segmentos ósseos ocorreram em 40% dos corpos de prova, deslocamento do pino intramedular em 10% e não foi observado, macroscopicamente, qualquer tipo de ruptura em 50% das amostras.

No teste de flexão nos corpos de prova com o implante *plate-nail*, houve deformação da haste intramedular, juntamente com a placa óssea, em 30% das amostras; fratura longitudinal dos segmentos ósseos em 30%, deformação isolada da placa em 10% e não houve visualização macroscópica de qualquer tipo de ruptura em 30% das amostras. O sistema *plate-rod* ao teste de flexão apresentou deformação do pino intramedular, juntamente com a placa óssea, em 60% dos corpos de provas, fratura longitudinal dos segmentos ósseos em 10% e em 30% das amostras não se visualizou qualquer tipo de ruptura macroscopicamente. Na Figura 10 observam-se alguns tipos de ruptura apresentados pelas amostras.

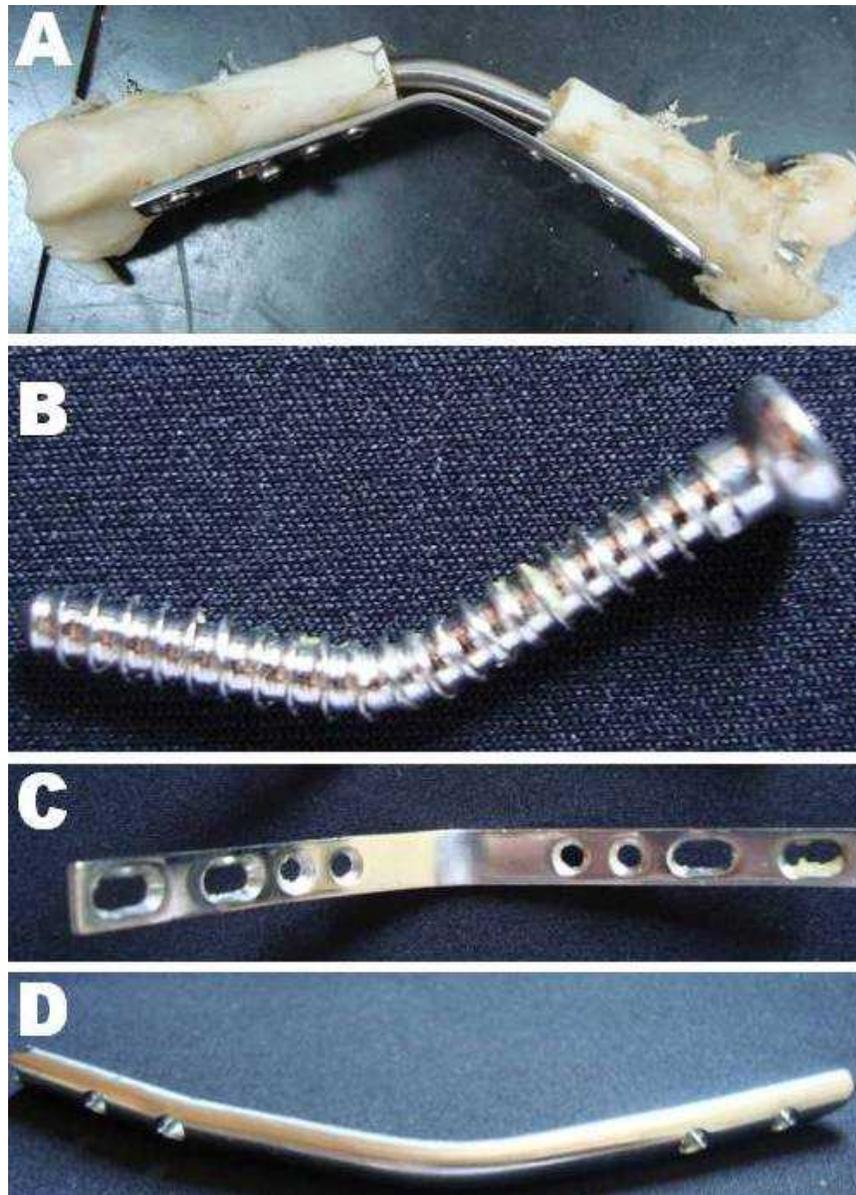


Figura 10 Alguns tipos de rupturas apresentados pelos corpos de provas. A – Corpo de prova com o sistema *plate-nail*, apresentando deformação da haste intramedular e da placa óssea, após o teste de flexão. B – Parafuso ósseo do sistema *plate-nail* deformado após o teste de compressão. C – Placa óssea do sistema *plate-rod* deformada após o teste de flexão. D – Deformação da haste intramedular bloqueada do sistema *plate-nail*, após o teste de flexão

5 DISCUSSÃO

A execução do experimento foi de grande importância para a avaliação de um novo sistema de fixação óssea, ou seja, a associação da haste intramedular bloqueada e da placa óssea (*plate-nail*), pois, segundo Dalabrida et al. (2005), a cirurgia experimental veterinária é importante na descoberta de novos procedimentos que possam ser utilizados em humanos e animais, sendo uma área que interage com outras afins para divulgar resultados imparciais de pesquisas controladas cientificamente.

Para se avaliar a eficácia da fixação óssea do sistema *plate-nail*, foi necessária a sua comparação com outro sistema de categoria similar, tal como o sistema *plate-rod* (associação do pino intramedular com a placa óssea), sendo esta avaliação possível por meio dos testes mecânicos em máquinas de ensaio. Como há uma grande variação de implantes ortopédicos, os testes biomecânicos comparativos entre os sistemas fornecem informações importantes, aos ortopedistas, na escolha do melhor método de fixação para as diferentes fraturas diafisárias dos ossos longos (DALABRIDA et al., 2005). Conforme citado por Hammel et al. (2006), os testes biomecânicos permitem avaliar a capacidade de resistência dos implantes para simular o que acontece *in vivo*, durante o processo de reparação das fraturas.

A maioria dos implantes ortopédicos é feita de aço inoxidável 316L, porém, há também construções com titânio e outros materiais sintéticos ou biológicos (STIFLER, 2004). Assim, optou-se por trabalhar com o aço cirúrgico na confecção dos implantes avaliados, por ser um produto comum, acessível e não desencadear reação de rejeição *in vivo*.

A utilização de ossos provenientes de cadáveres caninos ocorreu no intuito de mimetizar a situação mais próxima da realidade, conforme Gordon et al. (2010), que conduziram uma experimentação com fêmures de cadáveres

caninos para simularem uma situação clínica. Os mesmos pares de ossos foram utilizados para fins comparativos entre os sistemas, pois, segundo Dalabrida et al. (2005), isso minimizaria a variação de porosidade e mineralização entre os ossos e os indivíduos. Entretanto, alguns autores recomendam a criação de modelos experimentais com outro material, para minimizar os efeitos da variação entre ossos quanto à idade, à porosidade, ao tamanho, à mineralização e à geometria (ALVES et al., 2010; HAMMEL et al., 2006). Dentre os materiais utilizados, há relatos do polimetilmetacrilato (ALVES et al., 2010) e do policloreto de vinila (HAMMEL et al., 2006). Porém, Gordon et al. (2010) afirmam que o uso de material sintético eliminaria as variações interespecímes, mas não apresentaria as mesmas propriedades biomecânicas do osso.

O tratamento cirúrgico das fraturas diafisárias cominutivas de ossos longos representa um desafio aos ortopedistas. Muitas vezes, não é possível reconstituir o eixo ósseo, permanecendo lacunas no osso que podem predispor à falha do implante utilizado. Desta forma, para se evitar ou reduzir a possibilidade de fadiga da placa óssea em fraturas complexas, foi sugerida a utilização do sistema *plate-rod*, que é a combinação da placa com um pino intramedular (HULSE et al., 1997).

Segundo Goh et al. (2009), Muzzi et al. (2009) e Stifler (2004), os sistemas *plate-rod* e *plate-nail* permitem manter o alinhamento ósseo sem a necessidade de uma reconstrução anatômica e precisa dos fragmentos ósseos. Os dois sistemas apresentam configuração semelhante entre si e atuam reduzindo as chances de falha da placa óssea pela sobrecarga de força. Por esse motivo foi escolhida a comparação mecânica entre estes dois tipos de implantes.

Os valores da força máxima suportada pelos sistemas *plate-nail* e *plate-rod* foram superiores aos valores do pico de força vertical apresentados na plataforma de força por um cão saudável. Um cão hígido de raça grande, pesando em torno de 30 kg, apoia a maior parte do seu peso nos membros

torácicos que, ao correr e trotar, apresentam um pico de força vertical em torno de 76% a 107%, o equivalente a uma força de 223 N e 315 N (GOH et al., 2009). Isso demonstra que ambos os implantes são capazes de neutralizar adequadamente as forças atuantes durante a locomoção normal do animal, desconsiderando atividades excessivas, como pular de alturas elevadas.

A placa óssea de aço inoxidável suporta, isoladamente, uma força média de 352,33 N à flexão e de 547,7 N à compressão (ALVES et al., 2010) o que, comparado com os dados biomecânicos do estudo conduzido, demonstra que a associação de implantes foi benéfica em suportar melhor as forças impostas. Entretanto, foram obtidos dados inéditos que demonstraram, estatisticamente, que o sistema *plate-nail* foi superior ao sistema *plate-rod* em suportar as cargas em compressão e flexão.

No estudo de Goh et al. (2009), foi comparada a utilização do pino intramedular com a placa óssea convencional ou com a placa bloqueada em testes de compressão. A força máxima suportada na placa bloqueada foi de $1493,83 \pm 200,12$ N e na placa convencional foi de $1276,05 \pm 156,11$ N, não tendo havido diferença estatística significativa entre as construções. Os valores descritos são diferentes dos encontrados para o sistema *plate-rod* do atual experimento, mas foram semelhantes aos do sistema *plate-nail*. Entretanto, torna-se difícil uma avaliação comparativa entre os estudos, pois Goh et al. (2009) colocaram a concentração de forças apenas sobre o trocânter maior, enquanto, na presente pesquisa, a carga atingia todo o eixo axial do fêmur.

A associação do pino intramedular com a placa óssea foi comparada com outros implantes e Burton e Owen (2007) afirmaram que a construção *plate-rod* é muito resistente e capaz de suportar dez vezes mais as forças do que a placa óssea de forma isolada. Assim, pode-se sugerir que o *plate-nail* torna-se um dos sistemas mais rígidos e resistentes para a fixação de fraturas diafisárias, uma vez que ele foi superior ao sistema *plate-rod* no atual estudo.

O sistema *plate-rod* foi comparado à haste intramedular bloqueada nos estudos de Pfeil et al. (2005), sendo considerado superior à haste nos testes de torção, porém, foi similar nos ensaios de compressão e flexão. Com os resultados do atual estudo, pode-se inferir que a associação da placa óssea com a haste intramedular bloqueada foi eficaz em melhorar a capacidade de neutralização das forças de compressão e flexão.

A placa óssea, quando comparada com a haste intramedular bloqueada, é inferior em suportar as forças de flexão, o que, segundo Pfeil et al. (2005), ocorre pelo fato da maior área de inércia da haste. Entretanto, segundo autores como Lansdowne et al. (2007), Piórek et al. (2012) e Radcliffe et al. (2001), este fato está relacionado à colocação da placa de forma excêntrica na superfície óssea, enquanto a haste está ocupando o eixo axial do osso. Como a haste neutraliza de forma mais eficaz a força de flexão e a placa apresenta seu ponto fraco principalmente na anulação dessa força, observou-se sinergismo de ambos ao associá-los na configuração *plate-nail*. Porém, contrariando os demais autores, Bernarde et al. (2001) relataram que a eficácia da placa foi similar à da haste nos teste de flexão.

Estudos biomecânicos demonstraram que a haste intramedular bloqueada tem maior capacidade de resistência à compressão, quando comparada com a placa óssea. Entretanto, na busca de implantes mais rígidos, a associação da placa óssea com o pino intramedular (sistema *plate-rod*) é uma alternativa ao uso isolado da placa óssea. A associação com o pino faz com que as forças atuantes no foco de fratura sejam divididas entre a placa e o pino, aumentando a resistência do sistema (BERNARDE et al., 2001). No estudo atual demonstrou-se que, ao associar a placa à haste bloqueada, foi possível aumentar ainda mais a resistência do sistema, com maior capacidade em suportar as forças de compressão.

A haste deve ocupar o máximo do canal medular para ajudar a conter as forças de flexão e torção, porém, em muitos casos ainda há uma folga entre haste e canal medular, o que aumenta a instabilidade do sistema. A associação do fixador esquelético externo à haste intramedular bloqueada foi considerada para diminuir esta instabilidade (GOETT et al., 2007; KLEIN et al., 2004; LANSLOWNE et al., 2007). A associação da placa óssea à haste intramedular bloqueada ocorreu na tentativa de diminuir as instabilidades à flexão e rotação, além de manejo mais fácil para o proprietário, quando comparado com o fixador esquelético externo. Segundo Klein et al. (2004), as hastes apresentam uma elasticidade propícia ao estímulo de consolidação óssea, porém, em alguns casos, a instabilidade rotacional é excessiva e retarda a consolidação óssea. Goett et al. (2007) provaram que, ao trocar o bloqueio de parafusos por um fixador esquelético externo unilateral uniplanar, seria possível diminuir a instabilidade provocada pelas forças de rotação, compressão e flexão. No presente estudo, o sistema *plate-nail* possibilitou o uso de uma haste justaposta ao canal medular acrescida da placa óssea, somando os benefícios e vantagens desses implantes.

A estabilidade rotacional promovida pela haste é inferior, quando comparada à placa óssea (FERNANDES et al., 2002). Entretanto, Reems, Pluhar e Wheeler (2006) discordam desta informação, pois o coeficiente de elasticidade da haste é maior do que o da placa, suportando, dessa forma, melhor as forças de torção. Observou-se que o sistema *plate-nail* apresentou um maior módulo de elasticidade do que o sistema *plate-rod* em relação às forças de flexão, mostrando ser um sistema mais rígido. Acredita-se que a elasticidade é importante do ponto de vista clínico, já que permite que o sistema volte ao normal após a aplicação da força, desde que a mesma não supere a deformação elástica do material, e reduz a possibilidade de falha por ruptura dos implantes.

Entretanto, mesmo que o *plate-nail* seja um sistema rígido, não significa que seja mais susceptível à ruptura.

A deformação elástica pode permitir a micromovimentação no foco de fratura, o que beneficia a reparação óssea. No entanto, a amplitude de deformação elástica deve ser mínima, pois, movimentos excessivos no foco da fratura podem levar à ruptura das aderências fibrosas que se estabelecem entre as extremidades. Além disso, tais movimentos podem romper os vasos neoformados, retardando, assim, o processo de regeneração óssea (ALVES et al., 2010; HULSE et al., 1997; LANSLOWNE et al., 2007; STIFLER, 2004; ULIAN et al., 2008).

Conforme citado por Goh et al. (2009) e Stifler (2004), a fixação flexível e elástica é compatível e desejável para uma consolidação óssea indireta. Porém, a rigidez superior do sistema *plate-nail* é desejável nos períodos iniciais da consolidação óssea, pois, movimentos excessivos no foco de fratura, devido à alta elasticidade, podem dificultar a consolidação óssea. Entretanto, mesmo depois da cirurgia de utilização do sistema *plate-nail*, os proprietários devem ser orientados a evitar que os animais exerçam atividades de alto impacto (pular de alturas elevadas), porém, recomendam-se atividades de baixo impacto (caminhadas curtas), de modo a propiciar a consolidação óssea precoce.

Os sistemas *plate-nail* e *plate-rod* apresentaram deformações similares, estatisticamente, nos testes de compressão, porém, nos testes de flexão, observou-se menor deformação no sistema *plate-nail*. Goh et al. (2009) observaram, ao teste de compressão, que não havia diferença estatística no sistema *plate-rod* construído com placa convencional ou com placa bloqueada em relação à deformação da falha óssea. Os valores obtidos pelos autores foram de $5,02 \pm 0,87$ mm na placa convencional e de $5,46 \pm 0,47$ mm na placa bloqueada, tendo ambos os valores sido superiores aos encontrados na avaliação comparativa deste atual estudo entre os sistemas *plate-nail* e *plate-rod*. Alves et

al. (2010) demonstraram que, na fixação com placa de aço inoxidável, ocorreu deslocamento de 3 mm no teste de flexão e de 2,3 mm no teste de compressão, evidenciando que a associação de implantes avaliada na presente pesquisa foi capaz de diminuir a deformação na falha óssea. Pfeil et al. (2005) encontraram deformação axial menor que 0,2 mm, ao avaliarem o sistema *plate-rod* e a haste intramedular bloqueada, e citam que implantes com valores reduzidos de deformação favorecem o processo de consolidação óssea. Dessa forma, tendo em vista as micromovimentações no foco de fratura, pode-se inferir que os valores encontrados no atual estudo comparativo sugerem que os sistemas testados também sejam vantajosos à consolidação, principalmente o sistema *plate-nail*.

Os tipos de ruptura observados foram bem diferenciados entre as construções. No teste de compressão, houve mais encurvamento dos parafusos no sistema *plate-nail* e mais fraturas nos segmentos ósseos no sistema *plate-rod*. Acredita-se que isso tenha ocorrido pelo fato de os parafusos estarem inseridos através da haste bloqueada e, ao se promover a compressão do sistema *plate-nail*, os parafusos se encurvaram. Por outro lado, no sistema *plate-rod*, todos os parafusos se fixavam livremente na cortical óssea e, ao se exercer compressão no sistema, ocorreu, principalmente, a fratura dos segmentos ósseos. No teste de flexão, houve maior prevalência de deformação do sistema *plate-rod* do que do sistema *plate-nail*, demonstrando que a haste bloqueada apresentou-se muito superior ao pino intramedular em resistir ao encurvamento.

As fraturas durante ensaios mecânicos são comumente citadas por outros pesquisadores. Alves et al. (2010) observaram fraturas oblíquas longas passando pelos orifícios dos parafusos em corpos de provas construídos com polimetilmetacrilato. Esenkaya et al. (2007), ao testarem tíbias de bezerros com osteotomia proximal fixadas com placas ósseas, observaram, além de fraturas dos segmentos ósseos, outras alterações, como deslizamento da cunha óssea,

deformação e afrouxamento dos parafusos. Hammel et al. (2006) observaram, em experimentos de fraturas fixadas com canos de policloreto de vinila, a quebra e o afrouxamento dos parafusos, sendo isso também observado por Reems, Pluhar e Wheeler (2006), mas na simulação de fraturas em fêmures caninos. A área de momento de inércia é reduzida na região do parafuso, tornando-o mais susceptível ao encurvamento. As falhas nas placas ósseas ocorrem, geralmente, pelo fato de os orifícios das placas serem os locais de maior concentração de força e a parte mais fraca da mesma, principalmente em um osso com fratura cominutiva, por isso a placa falha, geralmente, no local de inserção dos parafusos (HAMMEL et al., 2006). No sistema *plate-nail* houve pouca falha da placa óssea, pois a haste bloqueada evitou o encurvamento da placa nos locais dos orifícios.

Uma das maiores complicações *in vivo* do sistema *plate-rod* é a migração do pino intramedular, sendo necessária a sua remoção (STIFLER, 2004). No atual estudo, houve uma pequena porcentagem de deslocamento dos pinos intramedulares do sistema *plate-rod* nos testes de compressão, o que não foi observado no sistema *plate-nail*, já que a haste encontrava-se bloqueada pelos parafusos ósseos.

6 CONCLUSÃO

O sistema *plate-nail* é estatisticamente superior ao sistema *plate-rod* em resistir às forças de compressão axial e flexão estática atuantes em fraturas diafisárias experimentalmente induzidas em fêmures de cães.

No teste mecânico de compressão em fraturas diafisárias experimentalmente induzidas em fêmures de cães, a rigidez dos implantes *plate-nail* e *plate-rod* é estatisticamente igual.

No teste mecânico de flexão em fraturas diafisárias experimentalmente induzidas em fêmures de cães, o sistema *plate-nail* é estatisticamente mais rígido que o sistema *plate-rod*.

No teste mecânico de compressão em fraturas diafisárias experimentalmente induzidas em fêmures de cães, a deformação na falha óssea é estatisticamente similar entre os implantes *plate-nail* e *plate-rod*.

No teste mecânico de flexão em fraturas diafisárias experimentalmente induzidas em fêmures de cães, o sistema *plate-nail* apresentou, estatisticamente, menor deformação da falha óssea.

REFERÊNCIAS

- AGUILA, A. Z. et al. *In vitro* biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stuttgart, v. 18, n. 4, p. 220-226, July/Aug. 2005.
- ALVES, E. G. L. et al. Avaliação mecânica da placa de compósito de poli-hidroxibutirato e hidroxiapatita em modelos ósseos de gato. **Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia**, Belo Horizonte, v. 62, n. 6, p. 1367-1374, dez. 2010.
- BEALE, B. Orthopedic clinical techniques femur fracture repair. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, Amsterdam, v. 19, n. 3, p. 134-150, Aug. 2004.
- BERNARDE, A. et al. An in vitro biomechanical study of bone plate and interlocking nail in a canine diaphyseal femoral fracture model. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 30, n. 5, p. 397-408, Sept./Oct. 2001.
- BHAT, A. K.; RAO, S. K.; BHASKARANAND, K. Mechanical failure in intramedullary interlocking nails. **Journal of Orthopaedic Surgery**, Hong Kong, v. 14, n. 2, p. 138-141, Aug. 2006.
- BURTON, N. J.; OWEN, M. R. Limb alignment of pes valgus in a giant breed dog by plate-rod fixation. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stuttgart, v. 26, n. 3, p. 236-240, May/June 2007.
- CORDEY, J.; PERREN, S. M.; STEINEMANN, S. G. Stress protection due to plates: myth or reality?: a parametric analysis made using the composite beam theory. **International Journal of the Care of the Injured**, Philadelphia, v. 31, n. 3, p. 1-13, Sept. 2000. Supplement.
- DALABRIDA, A. L. et al. Análise biomecânica *ex vivo* de dois métodos de osteossíntese de fratura diafisária transversal em fêmur de cães. **Ciência Rural**, Santa Maria, v. 35, n. 1, p. 116-120, jan./fev. 2005.
- DALCIN, G. B. **Ensaio dos materiais**. Santo Ângelo: URI, 2007. 41 p.
- DURALL, I. et al. Effects of static fixation and dynamization after interlocking femoral nailing locked with an external fixator: an experimental study in dogs. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 33, n. 4, p. 323-332, July 2004.

ESENKAYA, I. et al. Biomechanical evaluation of different fixation plates in medial opening upper tibial osteotomy. **The Knee**, New York, v. 14, n. 1, p. 46-50, Jan. 2007.

FERNANDES, H. J. A. et al. Placa em ponte e haste intramedular bloqueada: estudo comparativo no tratamento de fraturas multifragmentárias da diáfise do fêmur. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 37, n. 9, p. 392-398, set. 2002.

FERREIRA, D. F. **SISVAR**: um programa para análises e ensino de estatística. Lavras: UFLA, 2000. Software.

FOUAD, H. Effects of the bone-plate material and the presence of a gap between the fractured bone and plate on the predicted stresses at the fractured bone. **Medical Engineering & Physics**, Philadelphia, v. 32, n. 7, p. 783-789, Sept. 2010.

GOETT, S. D. et al. Mechanical comparison of an interlocking nail locked with conventional bolts to extended bolts connected with a type-Ia external skeletal fixator in a tibial fracture model. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 36, n. 3, p. 279-286, Apr. 2007.

GOH, C. S. S. et al. Comparison of the mechanical behaviors of semicountered, locking plate-rod fixation and anatomically contoured, conventional plate-rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. **American Journal Veterinary Research**, Washington, v. 70, n. 1, p. 23-29, Jan. 2009.

GORDON, S. et al. The effect of the combination of locking screws and non-locking screws on the torsional properties of a locking-plate construct. **Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology**, Stuttgart, v. 23, n. 1, p. 7-13, Jan./Feb. 2010.

GUIMARÃES JÚNIOR, J. B. **Painéis de madeira de eucalipto**: estudo de caso de espécies e procedências. 2008. 109 p. Dissertação (Mestrado em Ciências Florestais) - Universidade Federal de Lavras, Lavras, 2008.

HAMMEL, S. P. et al. Fatigue analysis of plates used for fracture stabilization in small dogs and cats. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 35, n. 6, p. 573-578, Aug. 2006.

HARA, Y. et al. Changes of biomechanical characteristics of the bone in experimental tibial osteotomy model in the dog. **Journal of Veterinary Medicine Science**, Tokyo, v. 65, n. 1, p. 103-107, Jan. 2003.

HULSE, D. et al. Reduction in plate strain by addition on an intramedullary pin. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 26, n. 6, p. 451-459, Nov./Dec. 1997.

KLEIN, P. et al. Comparison of undreamed nailing and external fixation of tibial diastases: mechanical conditions during healing and biological outcome. **Journal of Orthopaedic Research**, Iowa, v. 22, n. 5, p. 1072-1078, Sept. 2004.

LANSDOWNE, J. L. et al. In vitro mechanical comparison of screwed, bolted, and novel interlocking nail systems to buttress plate fixation in torsion and mediolateral bending. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 36, n. 4, p. 368-377, June 2007.

MELE, E. Osteosíntesis con clavos acerrojados. **Acta Scientiae Veterinariae**, Porto Alegre, v. 35, n. 2, p. 294-295, out. 2007. Suplemento.

MUZZI, L. A. L. et al. Association of interlocking-nail and bone plate (plate-nail) as a new method of fixation for long bones fractures in dogs. **Clínica Veterinária**, São Paulo, v. 14, n. 1, p. 244-245, jul. 2009. Suplemento.

PFEIL, D. J. von et al. In vitro biomechanical comparison of a plate-rod combination-construct and an interlocking nail-construct for experimentally induced gap fractures in canine tibiae. **American Journal of Veterinary Research**, Washington, v. 66, n. 9, p. 1536-1543, June 2005.

PIÓREK, A. et al. Stabilization of fractures with the use of veterinary interlocking nails. **Pakistan Veterinary Journal**, Faisalabad, v. 32, n. 1, p. 10-14, Jan./Mar. 2012.

RADCLIFFE, R. M. et al. An in vitro biomechanical comparison of interlocking nail constructs and double plating for fixation of diaphyseal femur fractures in immature horses. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 30, n. 2, p. 179-190, Mar. 2001.

REEMS, M. S.; PLUHAR, G. E.; WHEELER, D. L. Ex vivo comparison of one versus two distal screws in 8mm model 11 interlocking nails used to stabilize canine distal femoral fractures. **Veterinary Surgery**, Davis, v. 35, n. 2, p. 161-167, Feb. 2006.

ROMANO, L. et al. Avaliação do uso de haste bloqueada e bloqueio transcortical no reparo de fraturas diafisárias de fêmur em felinos. **Pesquisa Veterinária Brasileira**, Rio de Janeiro, v. 28, n. 4, p. 201-206, abr. 2008.

ROSSETTI, A. C. et al. Tratamento das fraturas complexas da diáfise femoral com “interlocking nail”. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 32, n. 6, p. 453-458, jun. 1997.

SHIMABUKURO, E. H. et al. Estudo comparativo do emprego da placa-ponte e da haste intramedular bloqueada nas fraturas diafisárias cominutivas do fêmur. **Revista Brasileira de Ortopedia**, São Paulo, v. 32, n. 3, p. 221-228, mar. 1997.

STATISTICAL Package for the Social Sciences. Version 17.0. Chicago: Chicago University, 2008. Software.

STIFLER, K. S. Internal fracture fixation. **Clinical Techniques in Small Animal Practice**, Amsterdam, v. 19, n. 3, p. 105-113, Dec. 2004.

ULIAN, V. et al. Estabilização primária da diáfise umeral: estudo experimental de diferentes métodos de osteossíntese. **Acta Ortopédica Brasileira**, São Paulo, v. 16, n. 1, p. 8-12, jan. 2008.

ANEXOS

**ANEXO A – Certificado de aprovação do projeto pela Comissão de Bioética
na Utilização de Animais da Universidade Federal de**

Lavras



Pró – Reitoria de Pesquisa – PRP
 Comissão de Bioética na Utilização de Animais
 Fone: (35) 3829-1591- Fax: (35) 3829-1127
 E-mail: cba@nintec.ufla.br

CERTIFICADO

Certificamos que o **Protocolo nº 016/2009**, relativo ao projeto intitulado “**Análise biomecânica comparativa entre a associação da haste intramedular bloqueada e placa óssea (plate-nail) e a associação do pino intramedular e placa óssea (plate-rod) em fraturas experimentalmente induzidas em fêmures de caninos – estudo ex-vivo**”, que tem como responsável **Leonardo Augusto Lopes Muzzi**, está de acordo com os Princípios Éticos da Experimentação Animal, adotados pela **Comissão de Bioética na Utilização de Animais (NINTEC/PRP-Ufla)**, tendo sido aprovado na reunião de **23/02/2010**.

CERTIFICATE

We hereby certify that the **Protocol nº 016/2009**, related to the project entitled “**Biomechanical Analysis comparison of an interlocking nail-plate combination (plate-nail) and the association of intramedular pin-plate combination (plate-rod) in fractures experimentally induced in canine femura – study ex-vivo**”, under the supervision of **Leonardo Augusto Lopes Muzzi**, is in agreement with the Ethics Principles in Animal Experimentation, adopted by the **Bioethic Committee in Utilization of Animals (NINTEC/PRP-Ufla)**, and was approved in **February 23, 2010**.

Lavras, 23 de fevereiro de 2010.

Prof. Luis David Solis Murgas
 Presidente da Comissão de Bioética na Utilização de Animais

Universidade Federal de Lavras
 Pró-Reitoria de Pesquisa / NINTEC
 Campus Universitário -
 Caixa Postal 3037 / CEP 37200 000 – Lavras, MG - Brasil
 Tel.: +55 (35) 3829 1591 - Fax: 3829-1127
cba@nintec.ufla.br - www.prp.ufla.br

ANEXO B – Descrição dos dados utilizados para o teste de compressão

```

>>>> Programa Tesc - Esboço de Script
>>>> Método Compressão-OSSO
>>>> Data: 22/09/09

1  ***Variáveis de entrada
2  Area -> "Area", 0.0000 mm2, Ent, Res, Edi
3  Comprimento -> "Comprimento", 101.00 mm, Ent, Edi
4
5  ***Variáveis atribuíveis
6  S -> "Area", mm2, Res, Rel
7  Tensão -> "Tensão->no Colapso (0.05%)", kgf/cm2, Res, Rel
8  MELast -> "Modulo de->Elasticidade", kgf/cm2, Res, Rel
9  Fesc -> "Limite de->Proporcionalidade", kgf, Res, Rel
10 Fmax -> "Força ->Máxima", kgf, Res, Rel
11 Energia -> "Energia", J, Res, Rel
12 Tmax -> "tensão Fmax", kgf/cm2, Res, Rel
13 Energia rup -> "Energia Colapso", J, Res, Rel
14
15 ***Reta
16 Reta -> "", Vis
17
18 ***Mensagens
19 M1 -> INICIO DO ENSAIO
20 M2 -> FIM DE ENSAIO
21 LimCarga -> LIMITE DE CARGA ATINGIDO ENSAIO ABORTA...
22
23 ***Eventos
24 @Colapso -> "", Vis
25 @FM -> "", Vis
26 @esc -> "", Vis
27
28 ***Atribuições
29 SIS COMPR BASE = CÓPIA( Comprimento )
30 @Colapso = @COLAPSO( 5.000 % )
31 @FM = @FORÇA MAX( )
32 @esc = @DEF ESPEC( 0.2000 % )
33 S = CÓPIA( Area )
34 SIS AREA = CÓPIA( S )
35 Tensão = TENSÃO( @Colapso )
36 Reta = RETA INICIAL( ***, *** )
37 Fesc = FORÇA( @esc )
38 MELast = MÓDULO( Reta )
39 Fmax = FORÇA( @FM )
40 Energia = ENERGIA( @SIS_INÍCIO; @esc )
41 Tmax = TENSÃO( @FM )
42 Energia rup = ENERGIA( @SIS_INÍCIO; @Colapso )
43
44 ***Comandos
45 SALVAR POSIÇÃO INICIAL( )
46 INTERROMPER AQUISIÇÃO( )
47 ATIVAR LIMITE FORÇA( 2.000 kgf )
48 DESCER COM VELOC CONST( 10.00 mm/min )
49 AGUARDAR_CHEGADA( )
50
51 EM LIMITE FORÇA( )
52 AJUSTAR DEFORM( 0.0000 mm )
53 BIP( 0.0000 )
54 DISPARAR MENSAGEM( M1; 3.000 s )
55 RETOMAR AQUISIÇÃO( )
56 ATIVAR DET COLAPSO( 6.000 % )
57 ATIVAR DET RUPTURA( 0.0000 )
58 ATIVAR LIMITE FORÇA( 1800 kgf )
59 DESCER COM VELOC CONST( 0.02000 mm/min )
60 AGUARDAR_CHEGADA( )
61
62 EM RUPTURA/COLAPSO( )
63 BIP( 0.0000 )
64 DISPARAR MENSAGEM( M2; 3.000 s )
65 PARAR ABRUPTAMENTE( )
66 RETORNAR POSIÇÃO INICIAL( 100.0 mm/min )
67 FINALIZAR_ENSAIO( )

68
69 EM LIMITE FORÇA( )
70 PARAR ABRUPTAMENTE( )
71 BIP( -2.000 )
72 DISPARAR MENSAGEM( LimCarga; 5.000 s )
73 RETORNAR POSIÇÃO INICIAL( 100.0 mm/min )
74 FINALIZAR_ENSAIO( )
75
76

```

ANEXO C – Descrição dos dados utilizados para o teste de flexão

```

>>>> Programa Tesc - Esboço de Script
>>>> Método Flexão osso
>>>> Data: 22/09/09

1  ***Variáveis de entrada
2  l -> "Distância Entre Apoios", 200.00 mm, Ent, Res, Edi
3  h -> "altura do CP", 15.00 mm, Ent, Res, Edi
4  Larg -> "largura do CP", 50.00 mm, Ent, Res, Edi
5
6  ***Variáveis atribuíveis
7  S -> "Área", mm2, Res, Rel
8  Tensão -> "Tensão->no Colapso (5%)", kgf/cm2, Res, Rel
9  Melast -> "Módulo de Elasticidade->na fase final->do ensaio", kgf/cm2,
10 Fesc -> "Limite de Proporc.->na fase final->do ensaio", kgf
11 Tmax -> "Tensão Fmax", kgf/cm2, Res, Rel
12 Fmax -> "Força ->Máxima", kgf, Res, Rel
13 Energia -> "Energia", J
14 Energia rup -> "Energia Rup", J
15
16 ***Reta
17 Reta -> "", Vis
18
19 ***Mensagens
20 M1 -> INÍCIO DO ENSAIO
21 M2 -> FIM DE ENSAIO
22 LimCarga -> LIMITE DE CARGA ATINGIDO  ENSAIO ABORTA...
23
24 ***Eventos
25 @COLAPSO -> "", Vis
26 @FM -> "", Vis
27 @esc -> "", Vis
28 @F100 -> "", Vis
29 @F200 -> "", Vis
30
31 ***Atribuições
32 SIS COMPR BASE = CÓPIA ADIMENSIONAL( l )
33 @COLAPSO = @COLAPSO( 5.000 % )
34 @FM = @FORÇA MAX( )
35 @esc = @DEF ESPEC( 0.2000 % )
36 @F100 = @FORÇA( 100.0 kgf )
37 @F200 = @FORÇA( 200.0 kgf )
38 S = ÁREA EQV FLEX 3PTS( h; Larg; l )
39 SIS ÁREA = CÓPIA( S )
40 Tensão = TENSÃO( @COLAPSO )
41 Reta = RETA INICIAL( ***; *** )
42 Fesc = FORÇA( @esc )
43 Melast = MÓDULO( Reta )
44 Fmax = FORÇA( @FM )
45 Energia = ENERGIA( @SIS_INÍCIO; @esc )
46 Tmax = TENSÃO( @FM )
47 Energia rup = ENERGIA( @SIS_INÍCIO; @COLAPSO )
48
49 ***Comandos
50 SALVAR POSIÇÃO INICIAL( )
51 INTERROMPER AQUISIÇÃO( )
52 ATIVAR LIMITE FORÇA( 1.000 kgf )
53 DESCER COM VELOC CONST( 10.00 mm/min )
54 AGUARDAR_CHEGADA( )
55
56 EM LIMITE FORÇA( )
57 AJUSTAR DEFORM( 0.0000 mm )
58 BIP( 0.0000 )
59 DISPARAR MENSAGEM( M1; 3.000 s )
60 RETOMAR AQUISIÇÃO( )
61 ATIVAR DET RUPTURA( 0.0000 )
62 ATIVAR DET COLAPSO( 5.000 % )
63 ATIVAR LIMITE FORÇA( 1800 kgf )
64 DESCER COM VELOC CONST( 1.100 mm/min )
65 AGUARDAR_CHEGADA( )
66
67 EM RUPTURA/COLAPSO( )

68 BIP( 0.0000 )
69 DISPARAR MENSAGEM( M2; 3.000 s )
70 PARAR ABRUPTAMENTE( )
71 RETORNAR POSIÇÃO INICIAL( 100.0 mm/min )
72 FINALIZAR_ENSAIO( )
73
74 EM LIMITE FORÇA( )
75 PARAR ABRUPTAMENTE( )
76 BIP( -2.000 )
77 DISPARAR MENSAGEM( LimCarga; 5.000 s )
78 RETORNAR POSIÇÃO INICIAL( 100.0 mm/min )
79 FINALIZAR_ENSAIO( )
80
81

```