

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DO PARAFUSO NAS
PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DA PLACA DE
RECONSTRUÇÃO BLOQUEADA**

ROGERIO RODRIGUES SANTOS

Botucatu – SP

2015

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA

**INFLUÊNCIA DO COMPRIMENTO DO PARAFUSO NAS
PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DA PLACA DE
RECONSTRUÇÃO BLOQUEADA**

ROGERIO RODRIGUES SANTOS

Tese apresentada junto ao Programa de
Pós-Graduação em Biotecnologia Animal
para obtenção do título de Doutor.

Orientadora: Prof^a. Titular Sheila
Canevese Rahal

Agradecimentos

À **Indústria Biomecânica**, localizada em Jaú – SP, pelo fornecimento das placas para os ensaios mecânicos.

Ao tecnólogo Celso Ribeiro e engenheiro mecânico Camilo Mesquita pela realização dos ensaios mecânicos.

À Deus por estar vivo até os dias de hoje e realizar um sonho de ter um doutorado.

Aos meus pais Vanor e Valdenice por me apoiarem a estudar desde o ensino fundamental até o doutorado.

Aos meus irmãos Marcelo e Flávio por estarem junto nesta luta de doutorado.

À Professora Sheila por ter aceitado a minha orientação de doutorado, na elaboração do tema, nos conselhos da vida e acalmar-me no impulso que tenho de querer fazer as coisas para ontem.

Ao Luís Guilherme Faria por ter seccionado o protótipo do experimento.

À Luciane Faria por sua calma e destreza na ajuda para fazer o experimento.

Ao Washington por suas ideias de japa mirabolante.

Ao Daniel Ornelas por tirar as fotos do meu projeto de pesquisa.

Ao programa de Pós-graduação em Biotecnologia animal, Área de concentração cirurgia veterinária, da Unesp Botucatu, por terem repassado todas as informações sobre programa.

Sumário

| | | | |
|---|------------------------------------|---|-----|
| | | | |
| | LISTA DE TABELAS..... | | ii |
| | LISTA DE FIGURAS..... | | iii |
| | Resumo | | vi |
| | Abstract | | vii |
| 1 | INTRODUÇÃO | | 2 |
| 2 | REVISÃO DA LITERATURA | | 5 |
| | 2.1 | Conceitos das placas bloqueadas..... | 5 |
| | 2.2 | Placas de reconstrução bloqueadas em pequenos animais.. | 11 |
| | 2.3 | Placas de reconstrução bloqueadas em pacientes humanos | 13 |
| | 2.4 | Parafusos..... | 17 |
| 3 | OBJETIVOS | | 22 |
| 4 | MATERIAL E MÉTODOS | | 24 |
| | 4.1 | Material..... | 25 |
| | 4.2 | Descrição das Montagens..... | 27 |
| | 4.3 | Ensaio Mecânicos..... | 27 |
| | 4.4 | Análise Estatística..... | 30 |
| 5 | RESULTADOS | | 31 |
| | 5.1 | Ensaio Estáticos..... | 32 |
| | 5.2 | Ensaio de Fadiga..... | 41 |
| 6 | DISCUSSÃO | | 49 |
| 7 | CONCLUSÕES | | 55 |
| 8 | REFERÊNCIAS | | 56 |
| | ANEXO | | 64 |
| | | | |

Lista de Tabelas

| | |
|--|----|
| Tabela 1 - Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio estático de compressão axial..... | 32 |
| Tabela 2 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio estático de flexão em quatro pontos..... | 35 |
| Tabela 3 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio estático de torção..... | 38 |
| Tabela 4 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio de compressão axial em fadiga..... | 41 |
| Tabela 5 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga..... | 44 |
| Tabela 6 – Valores de mediana dos números de ciclos até a falha para os Grupos 1 e 2, nos ensaios de fadiga em compressão axial, flexão em quatro pontos e torção..... | 48 |

Lista de Figuras

| | |
|---|----|
| Figura 1 - Placa de reconstrução bloqueada com 7 furos..... | 26 |
| Figura 2 – Imagens radiográficas para a ilustração das montagens: (A) Grupo 1 - três parafusos unicorticais bloqueados em cada lado, Grupo 2 - três parafusos bicorticais bloqueados em cada lado..... | 26 |
| Figura 3 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 1..... | 33 |
| Figura 4 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 2..... | 33 |
| Figura 5 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, após o ensaio de compressão axial estático.. | 34 |
| Figura 6 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, após o ensaio de compressão axial estático.. | 34 |
| Figura 7 - Curva força-deflexão gerada no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 1..... | 36 |
| Figura 8 - Curva força-deflexão gerada no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 2..... | 36 |

| | |
|---|----|
| | |
| Figura 9 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, após o ensaio de flexão estática em quatro pontos..... | 37 |
| | |
| Figura 10 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, após o ensaio de flexão estática em quatro pontos..... | 37 |
| | |
| Figura 11 - Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 1..... | 39 |
| | |
| Figura 12 - Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 2..... | 39 |
| | |
| Figura 13 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, após o ensaio de torção..... | 40 |
| Figura 14 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, após o ensaio de torção..... | 40 |
| | |
| Figura 15 - Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, sob ensaio de compressão axial em fadiga..... | 42 |
| | |
| Figura 16 - Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, sob ensaio de compressão axial em fadiga..... | 42 |
| | |

| | |
|---|----|
| Figura 17 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de compressão axial em fadiga para o Grupo 1 (setas indicam amostras que resistiram à falha)..... | 43 |
| Figura 18 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de compressão axial em fadiga para o Grupo 2 (setas indicam amostras que resistiram à falha)..... | 43 |
| Figura 19 – Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, sob ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga..... | 45 |
| Figura 20 - Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, sob ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga..... | 46 |
| Figura 21 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 1 (setas indicam amostras que resistiram à falha)..... | 46 |
| Figura 22 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 2 (setas indicam amostras que resistiram à falha)..... | 47 |

SANTOS, R.R. **A influência do comprimento do parafuso nas propriedades biomecânicas da placa de reconstrução bloqueada.** Botucatu, 2013. 64p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

O trabalho teve por objetivo avaliar a influência do comprimento do parafuso, ou seja, uni ou bicortical, na resistência da montagem de uma placa de reconstrução bloqueada. Foram utilizados 60 corpos de prova cilíndricos de poliuretano e 60 placas de aço inoxidável de reconstrução de 3,5 mm, compostas de 7 furos. Cada corpo de prova foi dividido em duas porções iguais para simular uma falha segmentar de 10 mm. As placas foram montadas em dois grupos de construções: Grupo 1 - três parafusos unicorticais bloqueados em cada lado; Grupo 2 - três parafusos bicorticais bloqueados em cada lado. Em ambos os Grupos, na área da falha segmentar o orifício foi mantido sem parafuso. Para cada grupo, nove montagens foram testadas por ensaios estáticos até a falência, três em compressão, três em flexão e três em torção, para determinar as cargas de teste. Para os ensaios de fadiga, em cada grupo, 21 montagens foram testadas até a falência, sete em compressão, sete em flexão e sete em torção. Pela análise estatística, foram detectadas diferenças entre Grupos no ensaio de fadiga em compressão axial ($G1 > G2$) e no ensaio de fadiga em flexão em quatro pontos ($G1 < G2$), para carga máxima, carga mínima, momento máximo e momento mínimo. Não ocorreram diferenças entre grupos no ensaio de torção em fadiga. Foi possível concluir que o comprimento do parafuso pode afetar as propriedades mecânicas da placa de reconstrução bloqueada.

Palavras-chave: Teste de fadiga; Parafuso bloqueado; Análise mecânica; Fratura.

SANTOS, R.R. **Influence of screw length on the biomechanical properties of locking reconstruction plate.** Botucatu, 2013. 64p. Tese (Doutorado em Biotecnologia Animal – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the influence of screw length, mono or bicortical, on the mechanical properties of a locking reconstruction plate. Sixty cylinders of synthetic bone and 60 seven-hole 3.5 mm locking reconstruction plates were used. Each cylinder of synthetic bone was equally divided to simulate a gap fracture of 10 mm. Two groups of bone-plate constructs were mounted: Group 1 – three monocortical screws in each fracture side, Group 2 – three bicortical screws in each fracture side. In both groups, the area of the fracture gap was maintained without screw. To establish the loads for fatigue testing, for each group nine bone-plate constructs were tested until failure, each three in compression, bending, and torsion. For each group, 21 bone-plate constructs were tested for failure in fatigue testing, each seven in compression, bending, and torsion. By statistical analysis, significant differences between groups were observed for axial compression fatigue testing ($G1 > G2$) and four-point bending fatigue testing ($G1 < G2$) and in maximum load, minimum load, maximum moment, and minimum moment. No significant differences were observed between groups for torsion fatigue testing. In conclusion, the screw length can affect the mechanical properties of locking reconstruction plate.

Key words: Fatigue testing; Locked screw; Mechanical testing; Fracture.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

Há uma ampla variedade de tamanhos e formatos de placas e parafusos, sendo a escolha dependente de diversos fatores, incluindo local de aplicação, tipo de fratura, qualidade do osso, força requerida, custo e disponibilidade (EGOL et al., 2004; CHAO et al. 2012; JOHNSTON et al., 2012). As placas de reconstrução de modelo tradicional são consideradas menos rígidas em consistência e desenhadas com encaixes em V entre os orifícios, de forma a permitir contorno em três direções (ROBERTSON et al., 2009; JOHNSTON et al., 2012; JOHNSON, 2013). Isso permite uma melhor adaptação em ossos de contornos mais complexos, ou com formatos anatômicos irregulares, porém a tornam mais fraca quando comparadas as placas de compressão dinâmica de tamanho equivalente (PIERMATTEI et al., 2006; ROBERTSON et al., 2009; JOHNSTON et al., 2012).

As vantagens mecânicas e biológicas atribuídas as placas com parafusos bloqueados, tais como: estabilidade axial e angular devido ao sistema de bloqueio entre parafuso e placa; preservação do suprimento sanguíneo periosteal; a não necessidade de contorno preciso da placa e presença de certo grau de elasticidade (GAUTIER e SOMMER 2003; EGOL et al. 2004; WAGNER, 2003; SZYPRYT e FORWARD, 2009; CRONIER et al., 2010; CHAO et al. 2012); estimularam que vários modelos de placas tradicionais fossem modificados ou convertidos ao sistema bloqueado, incluindo as placas de reconstrução, por mudanças especialmente da geometria parafuso-orifício.

Contudo, há uma série de detalhes que podem influenciar a qualidade e resistência do sistema, incluindo o material de confecção da placa e parafusos, as características do parafuso bloqueado, número e posição dos parafusos, e o tipo de bloqueio do parafuso à placa (GAUTIER e SOMMER 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007; STOFFEL et al., 2003; WAGNER, 2003; CRONIER et al., 2010; BOUDREAU et al., 2013; ARTHURS, 2015). Entre os mecanismos de

bloqueio podem ser citados aqueles nos quais a cabeça do parafuso é rosqueada e se prende a rosca da placa ou adaptador, e os que a cabeça do parafuso pode ser bloqueada por contraporca rosqueada, ou arruela (CRONIER et al., 2010; ARTHURS, 2015).

Por outro lado, parece haver uma diferença entre as placas convencionais e bloqueadas, com relação à importância do comprimento do parafuso como um determinante da estabilidade da fixação (GAUTIER e SOMMER 2003; CRONIER et al., 2010). Como o parafuso bloqueado não apresenta força de retirada, a pega do osso cortical oposto como tentativa de ganhar máxima fixação aparentemente não é fundamental (CRONIER et al., 2010). Contudo, isso pode variar na dependência do local da fratura e qualidade do osso (EGOL et al., 2004; WAGNER, 2003; CRONIER et al., 2010). No osso osteoporótico, o uso de parafuso unicortical pode não ser suficiente para manter a estabilidade do sistema, uma vez que o comprimento de trabalho do desse parafuso é dependente da espessura da cortical óssea (GAUTIER e SOMMER, 2003; WAGNER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007).

Visto a ausência de estudos biomecânicos utilizando a placa de reconstrução bloqueada por anel trava, a presente pesquisa visa analisar, por ensaios estáticos e dinâmicos, a influência do comprimento do parafuso, ou seja uni ou bicortical, na resistência da montagem. A hipótese é que montagens com parafusos bicorticais sejam mais resistentes.

REVISÃO DA LITERATURA

2. REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Conceitos das placas bloqueadas

Há uma ampla variedade de tamanhos e formatos de placas e parafusos, que são mais frequentemente confeccionados em aço inoxidável ou titânio (JOHNSTON et al., 2012; ARTHURS, 2015). A escolha do implante é dependente de diversos fatores, incluindo local de aplicação, tipo e localização da fratura, qualidade do osso, força requerida, custo e disponibilidade (WAGNER, 2003; CHAO et al. 2012; JOHNSTON et al., 2012). Contudo, a evolução das técnicas de fixação interna das fraturas promoveu o desenvolvimento de novas modalidades de implantes, tais como as placas com parafusos bloqueados (GAUTIER e SOMMER 2003; SCHÜTZ e SÜDKAMP, 2003; WAGNER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007; SZYPRYT e FORWARD, 2009; IGNA e SCHUSZLER, 2010; CHAO et al. 2012).

Essas placas, que mecanicamente são consideradas como um fixador interno, foram desenvolvidas levando em consideração os conceitos da osteossíntese biológica (WAGNER, 2003; SZYPRYT e FORWARD, 2009; IGNA e SCHUSZLER, 2010; CRONIER et al., 2010; JOHNSTON et al., 2012). Existem placas que aceitam apenas os parafusos bloqueados; aquelas com orifícios combinados, que aceitam parafusos tradicionais e os bloqueados (GAUTIER e SOMMER 2003; SZYPRYT e FORWARD, 2009; MILLER e GOSWAMI, 2007; SCOLARO e AHN, 2011; ARTHURS, 2015); e as que possuem os dois sistemas mas por meio de orifícios separados (MERINO et al., 2013; ARTHURS, 2015).

As placas de compressão bloqueadas e os parafusos bloqueados são confeccionados por aço inoxidável ou liga de titânio (MILLER e GOSWAMI, 2007). O titânio não forma membrana de corpo estranho e, por isso, não cria efeito de espaço morto com o implante, sendo importante nos casos de infecção óssea (CRONIER et al., 2010).

Ao se utilizar as placas bloqueadas faz-se necessário utilizar alguns conceitos básicos com relação ao contorno da placa, comprimento da placa, número e posicionamento dos parafusos (GAUTIER e SOMMER, 2003; WAGNER, 2003; KUBIAK et al., 2006; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007; SZYPRYT e FORWARD, 2009; CHAO et al., 2012), que serão abordados abaixo nos casos de fraturas diafisárias e metafisárias.

Na osteossíntese com placa bloqueada a qualidade da redução anatômica é menos vital que a osteossíntese com placa convencional, por isso o calo ósseo obtido é o de estresse, de uma consolidação secundária (WAGNER, 2003; CRONIER et al., 2010). Procedimentos percutâneos ou através de massa muscular via acesso superficial, muitas vezes permite uma redução aceitável da fratura, sem comprometer a vitalidade óssea (MILLER e GOSWAMI, 2007; CRONIER et al., 2010). O dano aos tecidos moles e suprimento sanguíneo é menos extenso, o que favorece a consolidação mais rápida (WAGNER, 2003).

A adaptação anatômica da placa de compressão bloqueada não é requerida, já que o contato próximo ou a fricção entre o osso e o implante não é necessário para a estabilização da montagem (WAGNER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007; SZYPRYT e FORWARD, 2009; CRONIER et al., 2010; SCOLARO e AHN, 2011; CHAO et al., 2012). No entanto, mesmo no caso de fraturas diafisária pode ser benéfico contornar a placa entre os orifícios dos parafusos, para garantir que diferentes parafusos permaneçam em diferentes direções, de acordo com o princípio da ancoragem poliaxial, especialmente em casos de osteoporose (GAUTIER e SOMMER, 2003; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). É também benéfico o dobramento da placa de compressão dinâmica na área da metáfise, para evitar que uma quantidade extrema de espaço entre a placa e o osso (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). Isso promove menor estresse no tecido mole e também leva a direções divergentes dos parafusos (GAUTIER e SOMMER, 2003; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006).

Uma placa longa permite maior estabilidade que uma curta, e reduz a concentração de estresse no foco de fratura (SZYPRYT e FORWARD, 2009;

CRONIER et al., 2010). Além disso, uma placa com comprimento de trabalho longo diminui o estresse no parafuso, quando há uma lacuna de fratura de 1 mm (KUBIAK et al., 2006). O comprimento da placa pode ser determinado pela relação de alcance da placa e densidade do parafuso (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). A relação de alcance da placa é determinada pelo comprimento da placa dividido pelo comprimento da fratura (GAUTIER e SOMMER, 2003; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). Esse quociente deve ser de 2 a 3 vezes para fratura cominutiva e maior que 8-10 no caso de fraturas simples (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; CHAO et al., 2012). Como exemplo, uma relação de 3 indica que a placa é três vezes mais longa que a área da fratura (GAUTIER e SOMMER, 2003). A densidade do parafuso (quociente de parafusos inseridos dividido pelo número de orifícios da placa) deve estar abaixo 0,4-0,5 (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). Contudo, essas indicações foram estabelecidas para o paciente humano, e precisam ser validadas em cães (CHAO et al., 2012).

A posição dos parafusos em relação ao tipo de fratura precisa ser observada de forma a não intervir com a consolidação (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; CRONIER et al., 2010). Em casos de fraturas simples, em que há contato ósseo, um ou dois orifícios devem ser deixados vazios em cada lado da fratura (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). No caso de fraturas cominutivas, devem ser usados os orifícios mais próximos da fratura, para que a fixação tenha rigidez adequada (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; CRONIER et al., 2010). Um pequeno intervalo entre a placa e o osso causa atenuação do efeito de alavanca exercido no complexo osso-implante (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006).

Em contraste com a osteossíntese utilizando placa convencional, ao se aplicar a placa de compressão bloqueada não é possível recomendar um número definido de parafusos, ou corticais envolvidas em cada fragmento (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). Contudo, deve-se evitar uma construção muito rígida, visto que a falta de movimento do local da fratura pode impedir a consolidação óssea (SCOLARO e AHN, 2011). É importante inserir poucos

parafusos, que devem ter alto contato com a placa para diminuir a carga sobre os mesmos (GAUTIER e SOMMER, 2003).

Segundo Miller e Goswami (2007), enquanto a placa convencional converte a carga axial em estresse de cisalhamento, a placa bloqueada converte a carga axial em força compressiva. Além disso, a força da placa bloqueada é equivalente a soma de todas as interfaces osso-parafuso. Alguns autores recomendam que sejam deixados três orifícios livres no local da fratura, para aumentar a elasticidade do sistema e evitar estresse excessivo, o qual pode levar a falha prematura (WAGNER, 2003; CRONIER et al., 2010). Outros referem que o número de parafusos usados para fixação deve ser dividido pelo número de orifícios disponíveis, ou seja, se a relação de parafuso para uma placa de 10 furos com cinco parafusos é 0,5 (NIEMEYER e SÜDKAMP; 2006).

Contudo, do ponto de vista mecânico um mínimo de dois parafusos unicorticais por fragmento é importante para manter a construção estável (GAUTIER e SOMMER, 2003; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). Conforme Niemeyer e Südkamp (2006), o uso de parafusos bicorticais em cada fragmento não melhora a situação do aspecto de falha do parafuso, mas melhora a interface entre parafuso e osso. Desta forma, é recomendado que ao menos um dos parafusos principais deva ser bicortical.

Salienta-se ainda que com relação as fraturas localizadas na epífise e metáfise, nem o número de parafusos e nem o comprimento da placa podem ser escolhidos com base apenas nas demandas mecânicas, uma vez que o comprimento dos fragmentos ósseos e posição anatômica influenciarão as decisões (GAUTIER e SOMMER, 2003).

Stoffel et al. (2003) investigaram, por ensaios mecânicos e análise de elementos finitos, a estabilidade da placa de compressão de titânio de 4,5 mm (8 ou 12 orifícios), visando o uso clínico em pacientes humanos. As placas foram aplicadas em modelos de falha segmentar (1 e 6 mm) produzidas em cilindros de epóxi e estabilizadas com parafusos unicorticais bloqueados. Foram utilizadas diferentes posições e números de parafusos. Segundo os autores, o comprimento de trabalho teve o efeito mais importante na

estabilidade da construção. Ao se omitir um parafuso em cada lado da fratura, a construção tornou-se mais flexível em compressão (60%) e torção (30%). A distância da placa ao osso também afetou a estabilidade da construção, com aumento de 2 a 6 mm, a rigidez de torção e dureza axial diminuíram de 10-15%. Com isso foi recomendado que ao se aplicar a placa de reconstrução bloqueada em ponte nas extremidades inferiores, deve-se utilizar de dois ou três parafusos em cada lado da fratura, manter uma pequena distância entre a placa e o osso, e para proporcionar suficiente rigidez axial é importante usar placas longas.

De acordo com Döbele et al. (2014), o parafuso bloqueado dinâmico é outro tipo de parafuso, desenvolvido para permitir movimento no local da fratura, visto que a rigidez axial das placas bloqueadas pode ser muito alta. Desta forma, os autores compararam a rigidez axial e o movimento interfragmentário de placas bloqueadas fixadas por parafusos bloqueados dinâmicos, com construções fixadas por parafusos bloqueados convencionais. O sistema dinâmico mostrou distribuição de rigidez axial bifásica e proporcionou significativa redução da rigidez axial inicial, além do aumento interfragmentário na cortical próxima. Foi concluído que o uso de parafuso bloqueado dinâmico pode promover uma melhora sobre a osteossíntese de placa estável angular.

Quando ocorre falha nas placas bloqueadas, em geral, não há afrouxamento dos parafusos, mas quebra da placa ou parafuso (SZYPRYT e FORWARD, 2009). A falha ocorre quando as cargas fisiológicas estão além dos parâmetros do implante (KUBIAK et al., 2006). O fato é frequentemente associado à fratura simples com uma lacuna residual e construções muito rígidas com um comprimento de trabalho curto, o que produz alto estresse sob uma área pequena (SZYPRYT e FORWARD, 2009). Além disso, os parafusos podem desengajar da placa, quando as roscas do parafuso e placa não estiverem colineares, ou quando o torque for aplicado de forma insuficiente, ou mesmo em casos de excessiva carga cíclica (KUBIAK et al., 2006). Dependendo do sistema de bloqueio, pode ocorrer afrouxamento se o parafuso for aplicado com ângulo superior a 5° ao ângulo original, por isso a importância

de usar um guia para que o ângulo de inserção mantenha-se perpendicular à superfície da placa (KAAB et al., 2004).

Chen et al. (2010) utilizaram o elemento finito para investigar a evolução de dois casos clínicos de pacientes humanos, em que foi utilizada placa bloqueada para tratamento de fratura femoral: em um ocorreu a quebra da placa após 7 semanas da aplicação (fixação rígida com 12 parafusos); no outro houve a consolidação óssea (fixação flexível com 6 parafusos). A biomecânica da fixação da placa inclui, conforme os autores, as condições de carga, configuração (número e posição dos parafusos) e resposta do osso à fixação. Pela análise de fadiga o nível de estresse na montagem flexível foi capaz de suportar 2000 dias, ao passo que a fixação rígida a falha ocorreu em 20 dias. Desta forma, a fixação flexível permitiu suficiente estabilidade e foi melhor para a consolidação da fratura.

Segundo Chao et al. (2013), entre os fatores que afetam o tempo de fadiga de uma placa estão as propriedades mecânicas do implante e a complexidade da fratura. A posição dos parafusos pode influenciar a rigidez da construção, deformação da placa e fadiga cíclica dos implantes. Desta forma, foram avaliados o efeito do comprimento de trabalho da placa com relação à rigidez da construção, movimento da falha segmentar e resistência de fadiga cíclica, em modelo de fratura femoral de cadáver canino, estabilizada com placa de compressão bloqueada (2,4 mm - Synthes) com 12 orifícios. No grupo de longo comprimento de trabalho foram usados 2 parafusos por segmento fraturado, sendo um bloqueado e outro cortical, com 8 orifícios vazios no meio da placa. No grupo de comprimento de trabalho curto foram utilizados 5 parafusos por fragmento, sendo 4 parafusos corticais e um parafuso bloqueado, deixando dois orifícios vazios no centro. Todos os parafusos foram bicorticais e os parafusos bloqueados foram posicionados, em ambos os grupos, no segundo orifício nas extremidades da placa. Os métodos não mostraram diferenças em rigidez, movimento da falha segmentar e resistência à fadiga. No grupo de comprimento de trabalho curto ocorreu falhas com cargas mais altas, mas nos dois grupos as cargas estavam dentro do intervalo

fisiológico (180,000 ciclos, que equivale a carga de total suporte de peso em compressão axial sem falha).

Kanchanomai et al. (2008) analisaram a falha em fadiga de uma placa de compressão bloqueada, com orifícios combinados. Utilizou-se modelo de fratura transversa diafisária, com 8 mm de lacuna, promovido em osso sintético de fêmur, que foi estabilizada com placa de 14 orifícios, dos quais 4 receberam parafusos bloqueados. A fratura completa da placa ocorreu com 42.000 ciclos de carga, o que em paciente humano equivaleria a 8 dias de caminhada. A falha em fadiga foi possível antes do período de consolidação da fratura. Desta forma, não deve ser permitido a um paciente com esse tipo de fratura que exerça a carga total ao caminhar. A rachadura começou no orifício de compressão e, após alguns ciclos de carga, outra começou do orifício bloqueado. Ambas rachaduras então propagaram dentro da placa.

Segundo Bottlang et al. (2009), uma estratégia para reduzir a rigidez de uma placa bloqueada, ao mesmo tempo que mantém a força, é aplicação da montagem longe da cortical. Para isso foram testadas por ensaios mecânicos, em modelo de diáfise femoral não-osteoporótica, montagens de placa em ponte bloqueadas aplicadas longe da cortical, que depois foram validadas em diáfises femorais osteoporóticas. Foram usados parafusos bloqueados corticais para fixação unicortical apenas na cortical distante, sendo o eixo liso. Houve significativa redução da rigidez axial da montagem, sendo que o ganho de flexibilidade promoveu redução modesta em força axial e aumento da força de torção e flexão.

2.2 Placas de reconstrução bloqueadas em pequenos animais

Conforme Keller et al. (2005), a placa bloqueada de titânio ComPact Unilock apresenta vários tipos, inclusive a de reconstrução de 2,4mm nos formatos reto, angulado e duplamente angulado. Uma perfuração precisa é necessária para inserir e bloquear o parafuso na placa, que dever ser feita com auxílio de um guia especial. O sistema foi desenhado para cirurgia maxilofacial

humana, porém os autores utilizaram o sistema ComPact Unilock em diversas situações em cães e gatos. A ComPact Unilock de reconstrução foi utilizada com sucesso para tratar a instabilidade de vértebra cervical em um cão e na panartrodese tarsal de um gato.

Osteotomias transversas acetabulares induzidas em hemipélvis de cadáveres caninos, foram estabilizadas, por Amato et al. (2008), por meio de placas bloqueadas de reconstrução 2,4 mm da Unilock (cinco furos), usando parafusos unicorticais bloqueados ou parafusos tradicionais bicorticais (Synthes Maxilofacial). Em ambos os sistemas foram comparadas a precisão de redução, por meio direto e indireto, e as características biomecânicas por testes em fadiga, seguidos por ensaios destrutivos agudos. Não foram detectadas diferenças com respeito à congruência articular, bem como o deslocamento da lacuna de fratura após a carga cíclica, rigidez da construção ou última carga a falência. De acordo com os autores, não houve vantagem aparente no uso da placa bloqueada com parafuso unicortical com relação à fixação com placa padrão.

A placa bloqueada de reconstrução Unilock foi utilizada, por Voss et al. (2009), no tratamento de fraturas dos ossos longos em 30 cães e 37 gatos, sendo, localizadas no úmero (n=18), rádio/ulna (n=18), fêmur (n=20), tibia (n=10). O estudo retrospectivo mostrou que as complicações ocorreram em 13 fraturas (19,7%), das quais sete foram associadas à falha da fixação (quebra de parafuso, falha da placa, inserção inadequada do parafuso, fissura ou fratura iatrogênica do osso) e seis não relacionadas ao implante.

McCartney et al. (2006) utilizaram placa de reconstrução pré-cortada e pré-contornada para tratar fratura do côndilo lateral do úmero, em 10 cães English Springer Spaniels. A placa não bloqueada foi aplicada no aspecto lateral do úmero e fixada com um parafuso transcondilar e outro aplicado no orifício mais proximal da placa, para dividir a carga e distribuir forças de carregamento cíclico. Segundo os autores, os resultados foram considerados encorajadores.

Baseado em estudo de casos em série, McCartney et al. (2007) efetuaram análise de elemento finito em modelagem do úmero distal, em que

cargas foram aplicadas em fraturas reparadas com placa similar à de reconstrução em posições lateral ou caudal. Clinicamente havia sido aplicada, em 14 cães Spaniels, a placa de reconstrução (Veterinary Instrumentation, Sheffield) em posição lateral, para tratar fratura do côndilo lateral do úmero, com resultado ruim em apenas dois animais. Pela análise de elemento finito foi possível observar que o método de fixação lateral da placa foi mais estável do que a fixação caudal, com maior resistência ao micromovimento no local da fratura. Além disso, os dados clínicos mostraram que a incorporação do parafuso transcondilar no orifício distal da placa em fixação lateral é possível e permitiu boa evolução da fratura.

Post et al. (2008) descreveram o uso temporário (25 dias) de uma placa de reconstrução bloqueada de orifício redondo (3,5 mm), em um cão de raça grande com luxação traumática do ombro. O método promoveu resultados funcionais satisfatórios, e evitou procedimentos mais radicais, como a artrodese.

2.3 Placas de reconstrução bloqueadas em pacientes humanos

As placas de reconstrução são utilizadas em algumas condições específicas em pacientes humanos, incluindo fraturas envolvendo os ossos do acetábulo, clavícula, úmero e mandíbula, entre outros, as quais serão exemplificadas abaixo.

Para avaliar o comportamento de duas técnicas de osteossíntese com placas duplas em fratura distal do úmero, Korner et al. (2004) utilizaram as placas de reconstrução convencional e placas de compressão de modelo similar, porém bloqueadas. Foram usados 40 ossos de cadáveres humanos com idade entre 46 e 95 anos, nos quais foi criada fratura supracondilar com falha segmentar de 5 mm. A rigidez primária do dobramento anterior/posterior e carga de torção aumentou na placa bloqueada em configuração de 90°, quando comparada com placas aplicadas dorsalmente. As diferenças entre os diferentes tipos de placa foram insignificantes se aplicadas na mesma

configuração. Em nenhum dos implantes testados ocorreu falha com carga cíclica dentro do número de ciclos esperados para 3 meses de uso. As vantagens das placas bloqueadas foram observadas apenas na técnica de aplicação de placa dorsal.

Mehin et al. (2009) compararam a força biomecânica da placa de reconstrução convencional, associada ao parafuso interfragmentário, com a placa bloqueada na fixação de fraturas acetabulares transversas, induzidas em acetábulo de cadáveres humanos. As montagens foram submetidas à força compressiva cíclica de até 500 ciclos, e depois à força compressiva até a falha. Visto a placa bloqueada ter apresentado resistência similar à placa convencional com parafuso interfragmentário, os autores sugeriram que essa poderia melhorar o manejo de fraturas acetabulares eliminando o uso do parafuso interfragmentar.

Trados et al. (2010) utilizaram a placa de reconstrução bloqueada e parafusos unicorticais bloqueados (Synthes) para tratar fraturas acetabulares da parede posterior marginal em três pacientes humanos. Essa técnica, segundo os autores, evitou o risco da penetração intra-articular, que pode ocorrer quando se aplica parafusos "lag", bem como evitou o uso prolongado de fluoroscópio. Em todos os pacientes a consolidação ocorreu com manutenção dos fragmentos fraturados.

Zhang et al. (2013) compararam a força de fixação estática de três construções (dois parafusos interfragmentários sozinhos; dois parafusos interfragmentários e uma placa de reconstrução convencional; dois parafusos interfragmentários e uma placa de reconstrução bloqueada) para fratura posterior instável do acetábulo, em pélvis de cadáveres humanos. Não foram observadas diferenças estatísticas entre os métodos de fixação.

Robertson et al. (2009) avaliaram a estabilidade mecânica de placas de reconstrução bloqueadas e não bloqueadas, utilizando clavículas sintéticas (plástico duro). Foi simulada fratura transversa médio-diafisária, com placas posicionadas (8 furos, 3,5 mm) anterior-inferior ou superior, sendo seis espécimes testadas para cada simulação. Ambos os modelos foram contornados à clavícula. Na placa não bloqueada (Zimmer) foram colocados

três parafusos bicorticais em cada lado da fratura, um no orifício adjacente à fratura e outros dois, um mais proximal e um mais distal. Na placa bloqueada (Zimmer) foram utilizados um parafuso no orifício adjacente à fratura e outros dois nos orifícios mais distais. Foram efetuados testes de torção, axial e dobramento. As placas bloqueadas foram significativamente mais rígidas na compressão, mas não houve diferença no dobramento. As placas anterior-posteriores foram mais rígidas do que as placas superiores em compressão axial e torção, mas tiveram carga de falha mais baixa em dobramento. Todas as placas superiores falharam pela fratura da clavícula através do orifício do parafuso mais lateral, ao passo que todas as placas anterior-inferior falharam por dobramento da placa.

Mehling et al. (2009) compararam dois métodos de estabilização de fratura do úmero. Foi simulada fratura transversa distal. Para tanto, foram usados oito pares de úmeros de cadáveres humanos divididos em dois grupos. Em ambos os grupos foi efetuada osteossíntese com dupla placa, utilizando placas de reconstrução bloqueadas com configuração de 90°. A placa da coluna radial foi aplicada de forma semelhante nos dois grupos, ou seja, três parafusos bloqueados unicorticais no fragmento distal e dois parafusos bloqueados bicorticais no fragmento proximal. A placa ulnar no Grupo 1 foi moldada ao redor do epicôndilo medial e fixada distalmente com três parafusos unicorticais curtos e proximalmente com dois parafusos bicorticais, e no Grupo 2 foi fixada com 1 parafuso bloqueado longo angulado no fragmento distal e proximalmente com quatro parafusos bicorticais. Foram realizados testes de rigidez para carga axial e dobramento em testes estáticos e cíclicos. Ambas montagens não mostraram falha de construção sob condições de carga fisiológica. Nas condições de dobramento estático e cíclico, valores de rigidez mais baixos foram notados no Grupo 2.

Para comparar a força e a rigidez da fixação de duas placas de reconstrução (Synthes) com uma única placa bloqueada em fraturas distais extra-articulares cominutivas do úmero, Tejwani et al. (2009) utilizaram oito pares de úmeros de cadáveres humanos. Foi criada falha segmentar de 1 cm. As placas de reconstrução de 10 furos foram contornadas de forma fixadas

com três parafusos proximais e três parafusos distais, todos bicorticais e de 3,5 mm. A placa bloqueada foi pré-contornada e fixada com três parafusos bloqueados proximais (3,5 mm) e cinco parafusos bloqueados distais (2 de 2,7 mm e 3 de 3,5 mm). Testes de rigidez foram feitos em dobramento, torção e compressão axial. A carga cíclica e a força foram também avaliadas. A placa de reconstrução não bloqueada aplicada duplamente proporcionou fixação mais rígida que uma única placa bloqueada.

Caravaggi et al. (2014) avaliaram placas convencionais e bloqueadas, em orientações paralela e ortogonal, na fixação de fraturas simuladas na metáfise distal (falha segmentar de 5 mm) do úmero usando modelo cadavérico humano. Os espécimes foram divididos nos que tinham sinais de osteopenia e aqueles com densidade normal. Foram estabelecidos quatro tipos de montagens: placas bloqueadas da Synthes (1 medial e 1 posterolateral), 2 placas paralelas bloqueadas da Acumed, 2 placas bloqueadas ortogonais da Smith & Nephew, placas de reconstrução ortogonal da Synthes não bloqueada (1 medial e 1 posterolateral). Foram efetuados testes estáticos e de fadiga em carga axial e dobramento. As placas paralelas bloqueadas mostraram mais alta rigidez em carga axial e força de falha, quando comparada com as placas bloqueadas ortogonais e placas não bloqueadas. As configurações de placas bloqueadas se comportaram melhor do que as configurações não bloqueadas, a despeito da orientação. Embora a orientação paralela seja biomecanicamente superior, isso pode ser difícil no uso clínico devido aos tecidos moles circundantes.

Para investigar se o grau de adaptação da placa e os efeitos do bloqueio no comportamento mecânico do sistema substrato/parafuso/placa, Haug et al. (2002) utilizaram 130 mandíbulas sintéticas de poliuretano, nas quais foi aplicado placas de borda superior unicortical (bloqueadas e não bloqueadas) e placas de reconstrução (bloqueadas e não bloqueadas) sob condições ideais (precisa adaptação) e com vários graus de adaptação (1 mm e 2 mm). Foram avaliadas carga, deslocamento e rigidez. As cargas foram aplicadas no molar e na margem incisional. O grau de adaptação afetou o comportamento mecânico do sistema não bloqueado, mas não interferiu no

bloqueado. A falha ocorreu no padrão “tudo ou nada”. Essa falha foi no substrato ou interface substrato/parafuso. De acordo com os autores, como a placa e a interface placa/parafuso não foram os locais de falha, isto pode sugerir que os implantes excederam os requerimentos clínicos e estão excessivos em tamanho.

2.4 Parafusos

Os parafusos bloqueados podem ser unicorticais ou bicorticais (MILLER e GOSWAMI, 2007). Segundo Gautier e Sommer (2003), deve-se tomar cuidado com o comprimento dos parafusos unicorticais. Os modelos auto-perfurantes são principalmente usados em osso diafisário de qualidade. A extremidade de corte desse tipo de parafuso é capaz de penetrar dentro da cortical oposta, e assim não destrói a rosca óssea na cortical proximal quando a cavidade medular é fina. Por sua vez, quando o parafuso unicortical auto-rosqueante é inserido mesmo com comprimento mais curto, a rosca óssea é destruída no momento que este toca a cortical oposta, antes da cabeça do parafuso estar bloqueada no orifício da placa, o que leva a perda completa da ancoragem do parafuso. Com relação aos parafusos bicorticais, é importante observar a diferença de comprimento dos auto-perfurantes e auto-rosqueantes, sendo que o primeiro pode lesar estruturas neurovasculares presentes junto à cortical oposta (MILLER e GOSWAMI, 2007).

Fulkerson et al. (2006) analisaram a estabilidade de diversas montagens de placa de compressão bloqueada (Synthes), em modelo de fratura diafisal cominutiva em ulna sintética (1 cm de falha segmentar). As variáveis foram os parafusos bloqueados uni ou bicortical, bem como o aumento da distância da placa ao osso (1 a 2 mm). Foram efetuados ensaios cíclicos de carga axial e dobramento em três pontos. As montagens com parafusos bloqueados bicorticais necessitaram mais ciclos para falhar. Ocorreu menos deslocamento após a carga axial com parafusos bloqueados bicorticais do que os bicorticais não bloqueados. O aumento da distância da placa ao

osso e o uso de parafusos bloqueados unicorticais levaram a falha precoce com carga cíclica para montagens com parafusos bloqueados. Segundo os autores, os resultados suportam o uso de placa bloqueada com parafusos bloqueados bicorticais em osso osteoporótico.

Roberts et al. (2007) avaliaram os efeitos na estabilização de duas fixações híbridas que substituíram os parafusos finais de uma fixação unicortical bloqueada com parafusos bicorticais (bloqueado ou não bloqueado) e as compararam com uma fixação bicortical não bloqueada e unicortical bloqueada. Foram usados osso artificiais do rádio humano (n=16), nos quais foram efetuadas osteotomia do eixo médio e fixação da placa bloqueada de orifícios combinados na superfície volar. Foram aplicados ensaios não destrutivos de dobramento em quatro pontos e torção. Ao substituir os parafusos bloqueados unicorticais com parafusos bicorticais bloqueados ou não bloqueados ocorreu melhora de mais de 50% da estabilidade em torção, com estabilidade similar a placa não bloqueada padrão. Contudo, a fixação híbrida com parafusos bicorticais bloqueados apresentou a melhor estabilidade no dobramento antero-posterior.

Conforme Goh et al. (2009), o uso de haste intramedular com placa geralmente requer o emprego de parafusos unicorticais. Contudo, há preocupação de falha catastrófica, quando se aplica em paredes corticais relativamente finas de ossos caninos. Por isso, os autores compararam o comportamento mecânico de placa de compressão bloqueada semicontornada (11 furos, 3,5 mm) e da placa de compressão dinâmica de contato limitado contornada anatomicamente (11 furos, 3,5 mm), aplicadas juntamente com haste intramedular. Foram usados fêmures de cadáveres caninos, nos quais foram induzidas falhas segmentares de 39 mm na diáfise média. Para estabilização da fratura, na placa de compressão foram usados parafusos bloqueados unicorticais, sendo que os três orifícios localizados na falha ficaram sem preenchimento. Na placa de contato limitado foram aplicados, em cada extremidade, um parafuso bicortical, sendo os demais unicorticais, com os orifícios localizados na falha sem preenchimento. O protocolo do estudo de carga axial cíclica não destrutiva (20%, 40% e 60% do peso corpóreo) simulou

o aumento progressivo da carga pós-operatória do membro, durante o período de 6 a 12 dias (18,000 ciclos) e durante 21 a 42 dias (63,000 ciclos). Foi observado que após 18,000 ou 63,000 ciclos, a rigidez das construções não diferiu entre os grupos, bem como não ocorreu falha das construções que foram submetidas a 63,000 ciclos. A falha primária em todas as construções ocorreu no orifício do parafuso distal a osteotomia. Desta forma, os autores concluíram que biomecanicamente não ocorreu diferença entre as montagens.

Fitzpatrick et al. (2009) avaliaram rigidez e força da placa em ponte com parafusos bloqueados uni ou bicorticais, em relação a placa convencional, com o uso de modelo sintético de diáfise femoral osteoporótica. Foram efetuadas as seguintes montagens: placa convencional não bloqueada, placa bloqueada com parafusos bicorticais, placa bloqueada com parafusos unicorticais, e placa bloqueada com parafusos bloqueados uni e bicorticais. Foi usada placa de 11 furos (4,5 mm), com parafusos aplicados no primeiro, terceiro e quinto orifícios da placa. Em torção e dobramento, as montagens bloqueadas mostraram força e rigidez mais baixas do que a montagem convencional, tanto em torção como dobramento. A construção bloqueada unicortical foi 69% mais fraca em torção comparada a construção convencional. Contudo, o acréscimo de um parafuso bloqueado bicortical, a força em torção melhorou 73%. Na compressão axial, a rigidez das montagens alterou menos de 10% entre os quatro grupos. Entretanto, comparado à montagem convencional, as montagens bloqueadas bicorticais e bloqueadas de forma mista tiveram aumento em força de 12% e 11%, respectivamente. Em torção as falhas da montagem incluíram fratura em espiral e quebra do parafuso, na compressão axial houve migração de parafusos em todas as montagens, e no dobramento todas montagens falharam por fratura transversa através do orifício do parafuso no final da placa. Segundo os autores, em diáfise osteoporótica, a placa bloqueada pode favorecer a força da fixação na carga axial, mas pode ocorrer redução na força da fixação em dobramento e torção se comparado à placa convencional. Para melhorar a força de torção foi sugerido a inclusão de um parafuso bloqueado bicortical em montagem unicortical.

Kabasawa et al. (2013) compararam os resultados clínicos de osteotomia do ramo sagital bilateral (pacientes com prognatismo) com o uso de placa bloqueada fixada com parafusos unicorticais ou bicorticais. A fixação unicortical foi tão consistente quanto a bicortical, a despeito da assimetria facial. Segundo os autores, o tipo e o grau de falha são mais prováveis relacionados à qualidade óssea e técnica cirúrgica, do que ao sistema de fixação.

Para comparar o comportamento biomecânico de construções placa bloqueada-haste com números variados de parafusos unicorticais, Delisser et al. (2013) utilizaram modelo de falha segmentar (20 mm) induzida na diáfise média do fêmur de cadáveres de cães. A densidade mineral dos ossos foi determinada com absorciometria por raio X. Foi usada placa de compressão bloqueada de 12 furos (3,5 mm) da Synthes (orifícios combinados), com 1 parafuso bicortical não bloqueado nos orifícios mais proximal e mais distal, junto com 1 pino intramedular. Na sequência de 1 a 4 parafusos unicorticais (grupo 1 a 4) não bloqueados foram aplicados em cada extremidade da fratura. Rigidez e colapso axial foram determinados antes e após a carga axial cíclica (6000 ciclos em 20%, 40%, e 60% do peso corpóreo médio). As montagens subsequentemente sofreram um adicional de 45000 ciclos a 60% do peso corpóreo (total: 63000 ciclos). A carga até a falha foi então efetuada. Foi usado 63000 ciclos para simular 3 a 6 semanas de convalescência. A rigidez da montagem aumentou gradualmente com o aumento do número de parafusos unicorticais.

Demner et al. (2014) compararam as propriedades mecânicas em torção e dobramento de parafusos bloqueados, uni e bicorticais, em modelo de fratura de tíbia com ossos de cadáveres de cão (20 a 30 Kg de peso corpóreo). Foi usada placa de compressão bloqueada de 10 furos (3,5 mm), contornada na superfície medial da tíbia, e estabilizada nas extremidades, proximal e distal, com dois parafusos. Para cada par de osso, em um aplicou-se parafusos unicorticais e no contralateral parafusos bicorticais. Foram efetuados ensaios não destrutivos em dobramento em quatro pontos (mediolateral e caudocranial) e torção (rotação interna e externa), que foram seguidos por ensaio até a falha

em dobramento mediolateral e caudocranial. A rigidez das construções não diferiu entre os dois tipos de parafusos nos ensaios de dobramento. As construções bicorticais foram mais rígidas que a unicorticais na torção. As construções bicorticais falharam por fratura óssea através dos orifícios dos parafusos, ao passo que as construções unicorticais falharam pelo arrancamento do parafuso. Segundo os autores, a colocação de parafusos bicorticais pode ser uma alternativa clínica mais segura para a osteossíntese percutânea minimamente invasiva. As únicas vantagens de usar parafusos unicorticais seria evitar implante intramedular, ou a penetração em locais que a aplicação bicortical possa representar complicação que ameace a vida.

OBJETIVOS

3. OBJETIVOS

O trabalho teve por objetivos avaliar:

- a placa de reconstrução bloqueada por meio de três ensaios mecânicos - flexão em quatro pontos, compressão axial e torção - com parafusos bloqueados de forma unicortical ou bicortical, utilizando modelo sintético de falha segmentar;
- a influência do comprimento do parafuso bloqueado na resistência das montagens nos ensaios estáticos e dinâmicos.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material

A metodologia adotada no presente trabalho obteve aprovação da Câmara de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (Unesp) – Botucatu (protocolo n.º. 83/2012-CEUA).

Foram empregados 60 corpos de prova cilíndricos de poliuretano¹, [24 mm de diâmetro externo, espessura da cortical de 2,5 mm (dureza - 69 shore D), espessura do esponjoso de 5 mm (dureza - 38 shore D), e 170 mm de comprimento] e 60 placas de aço inoxidável de reconstrução² (Figura 1) de 3,5 mm (14,5 cm de comprimento, 10 mm de largura, 3,0 mm de espessura), compostas de 7 furos. Cada corpo de prova foi seccionado em duas porções iguais, para posteriormente simular uma falha segmentar de 10 mm.

As placas foram montadas em dois grupos a saber: Grupo 1 - três parafusos unicorticais bloqueados em cada lado; Grupo 2 - três parafusos bicorticais bloqueados em cada lado. Em ambos os Grupos, na área da falha segmentar um orifício da placa foi mantido sem parafuso (Figura 2).

¹ Polyurethane Bone: Nacional Ossos (<http://www.ossos.com.br/>). Rua Targino Grizz 220, Jardim Dr. Luciano - Jaú, São Paulo, Brasil.

² Biomecânica Indústria e Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda. (<http://www.biomecanica.com.br/>). Rua Luiz Pengo 145, 1º Distrito Industrial - Jaú, São Paulo, Brasil.



Figura 1 - Placa de reconstrução bloqueada com 7 furos.

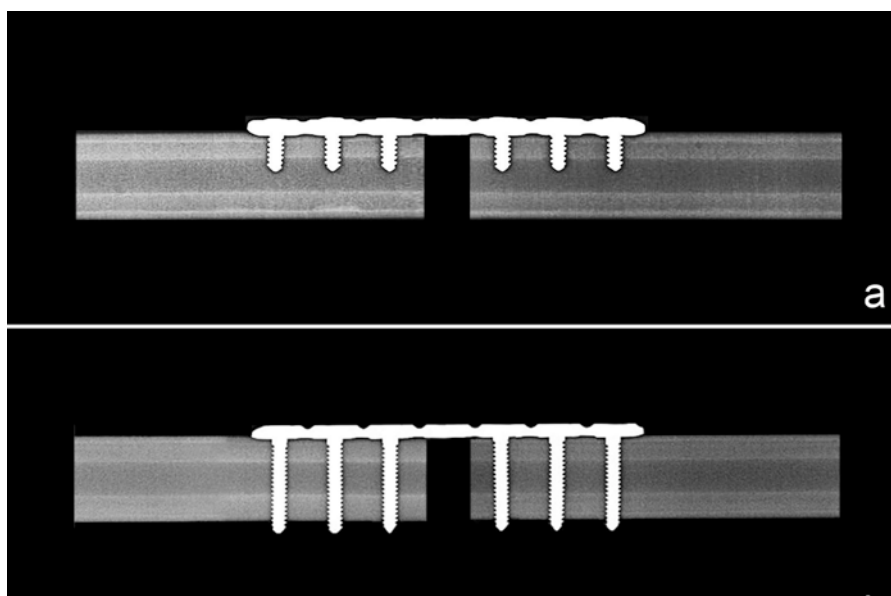


Figura 2 — Imagens radiográficas para a ilustração das montagens: (A) Grupo 1 - três parafusos unicorticais bloqueados em cada lado, Grupo 2 - três parafusos bicorticais bloqueados em cada lado.

4.2 Descrição das Montagens

As duas porções do corpo de prova foram fixadas em uma morsa e o espaço da falha segmentar preservado com o uso de cilindro de metal de 10 mm de comprimento, no qual a placa foi centralizada. Para aplicação dos parafusos bloqueados auto-rosqueantes foi utilizada uma broca de 2,5 mm de diâmetro e um guia específico para perfuração (2,8 mm), posicionado no anel de bloqueio posicionado a 90° ao eixo mecânico do corpo de prova. As cabeças dos parafusos foram bloqueadas aos anéis de bloqueio. No Grupo 1 foram usados parafusos de 3,5 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento, e no Grupo 2 foram inseridos parafusos de 3,5 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento.

Os parafusos foram inseridos e fixados por um único investigador. O torque de aperto final foi de 2 Nm, efetuado por meio de torquímetro tipo relógio com ponteiro de arraste (modelo TRNA 20PA)³, com capacidade de medida de torque de até 20 Nm e precisão 0,2 Nm.

4.3 Ensaio Mecânicos

Os ensaios mecânicos foram realizados no Laboratório de Ensaio Mecânicos e Metalográficos do Instituto de Pesquisa e Acompanhamento Clínico Ltda., supervisionado pelo engenheiro mecânico Camilo Mesquita Neto e tecnólogo naval Celso Ribeiro. Foram seguidas as normas ASTM F382-99 (ASTM, 2009) e da ABNT ISO 6475 (ABNT, 1997).

³ Torquímetro TRNA 20PA – Tork Ferramentas Ltda. - Av. Feitoria, 801 – São Leopoldo, Rio Grande do Sul, Brasil.

4.3.1 Ensaio Estáticos

Para cada grupo, nove montagens foram testadas até a falha, três em Flexão com Apoio em Quatro Pontos, três em Compressão Axial e três em Torção, com o intuito de determinar as cargas de teste. Os ensaios mecânicos foram efetuados em temperatura ambiente (22-23°C) com o emprego de máquina de ensaio universal EMIC⁴ (DL-10000), com capacidade de carga máxima de 100 kN, velocidade de 5 mm/min, suplementado com o software TESC da EMIC (versão 3,04). Os ensaios foram concluídos quando as montagens falharam ou quando não suportaram mais o carregamento aplicado, observado pela queda do gráfico carga x deslocamento.

Ensaio de Compressão Axial

Para o ensaio de compressão axial foi empregada célula de carga com capacidade de 200 kgf. A velocidade do ensaio foi de 5 mm/minuto, com roletes aplicadores de carga com 10 mm diâmetro. A distância entre o centro da força e centro da placa foi 13,6 mm e a distância entre os roletes aplicadores de carga foi 190 mm.

Ensaio de Flexão com Apoio em Quatro Pontos

Para as provas de flexão foi usada configuração de quatro pontos de flexão com a placa posicionada no lado de tensão, de forma a gerar um momento de dobramento constante em todo o comprimento da placa. A distância foi de 100 mm entre os roletes aplicadores de carga e de 150 mm de distância entre os roletes de apoio. A célula de carga tinha capacidade de 1000 kgf, com roletes de apoio e de aplicação de carga de 10 mm de diâmetro e velocidade do ensaio de 5 mm/minuto. A face da placa foi posicionada paralela ao suporte de apoio do ensaio.

⁴ EMIC Equipamentos e Sistemas de Ensaio Ltda. Rua Quirino Zagonel, 257 – Vila Braga – CEP 83020-250 - São José dos Pinhais, Paraná, Brasil.

Ensaio em torção

Para o ensaio torção, as extremidades dos corpos de prova foram unidas aos componentes da máquina de teste universal, sendo uma extremidade fixa e a outra móvel. Foi empregada célula de carga com capacidade de 50 kgf. A velocidade do ensaio foi de 200 mm/minuto. O braço de alavanca foi de 87,15 mm e comprimento de teste de 110 mm.

4.3.2 Ensaaios de Fadiga

Para cada grupo, 21 montagens foram testadas até a falha, sete em Flexão com Apoio em Quatro Pontos, sete em Compressão Axial e sete em Torção. A falha por fadiga foi definida como o dobramento da placa, a soltura dos parafusos nos corpos de prova ou quebra do corpo de prova. As provas foram suspensas depois de 1.000.000 ciclos, no caso das montagens não terem falhado. Os ensaios foram realizados em temperatura ambiente (22 - 23°C).

Ensaio em Compressão Axial

O ensaio foi realizado em equipamento LEMM 002 com capacidade para 5 kN e célula de carga de 50 kgf. Foram utilizadas cargas sob controle, com razão entre cargas de 0,1, tendo como carga de referência 257,67N para o Grupo 1 e 265N para o Grupo 2, com frequência de carregamento de 5 Hz.

Ensaio de Flexão com Apoio em Quatro Pontos

O ensaio foi efetuado em equipamento LEMM 003 com capacidade para 20 kN e célula de carga de 100 kgf. Foram utilizadas cargas sob controle, com razão entre cargas de 0,1, tendo como carga de referência 744,33N para o Grupo 1 e 746,67N para o Grupo 2, com frequência de carregamento de 5 Hz.

Ensaio em Torção

O ensaio foi desenvolvido em equipamento Instron Modelo Electropuls E10000, com capacidade de 100Nm, e célula de torção com capacidade de carga de 25Nm. Foram utilizadas cargas como carga de referência 4,33Nm para o Grupo 1 e 6,6Nm para o Grupo 2, com frequência de 1 Hz.

Nos testes de fadiga foram avaliados as cargas e momentos, bem como o número de ciclos até a falha ou até a vida em fadiga.

4.4 Análise Estatística

Os valores dos ensaios, tanto estáticos como os de fadiga, foram submetidos ao teste t de Student para amostras independentes. A variável número de ciclos foi avaliada pelo Teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Diferenças foram consideradas estatisticamente significantes com $p < 0,05$.

RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1 Ensaios Estáticos

5.1.1 Compressão Axial

Para cada ensaio de compressão axial, os dados de força-deslocamento foram avaliados e o momento de escoamento (resistência à compressão) estabelecido. Foram calculados a média e o desvio padrão de cada grupo (Tabela 1). Pela análise estatística não houve diferença entre os Grupos 1 e 2 em todas as variáveis analisadas.

Tabela 1 - Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio estático de compressão axial.

| Variável | Grupo 1 (Média ± DP) | Grupo 2 (Média ± DP) | Valor de P |
|-------------------------|-------------------------|-------------------------|------------|
| K (N/mm) | 125,71±16,92 | 149,80±16,59 | 0,153 |
| F _{máxima} (N) | 338,43±19,54 | 335,08±27,20 | 0,870 |
| P (N) | 271,67±15,28 | 270,00±18,03 | 0,909 |
| R (Nm) | 3,55±0,30 | 3,67±0,25 | 0,664 |

K=rigidez em flexão, F máxima=força máxima, P=carga de escoamento, R=momento de escoamento (resistência à compressão)

Nas Figuras 3 e 4 estão representados os resultados das curvas força-deformação, respectivamente, para as montagens dos Grupos 1 e 2. No Grupo 1 duas montagens falharam por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso, e uma por soltura de dois parafusos do corpo de prova em uma das extremidades da placa (Figura 5). No Grupo 2 as montagens falharam por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso (Figura 6).

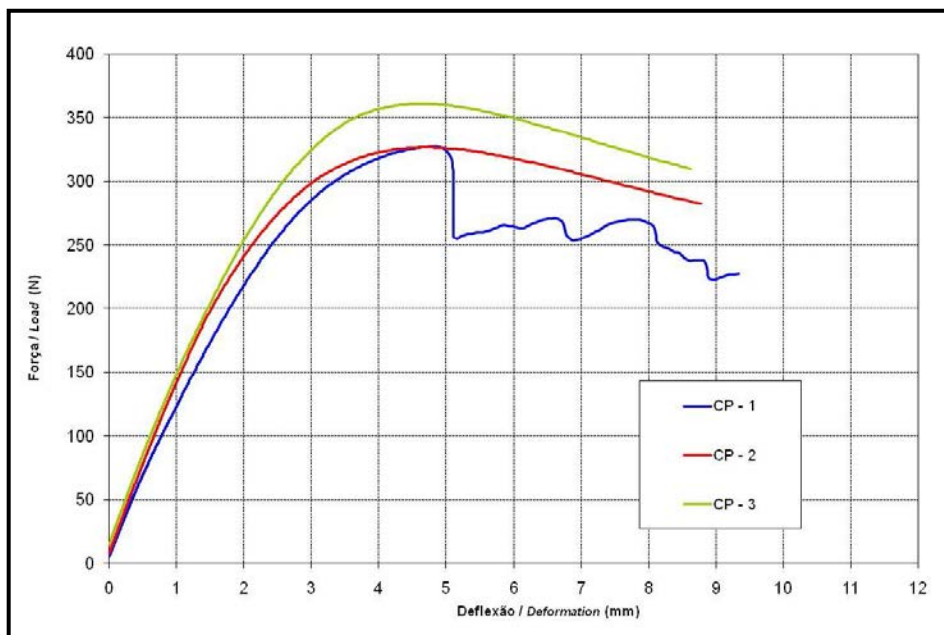


Figura 3 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 1.

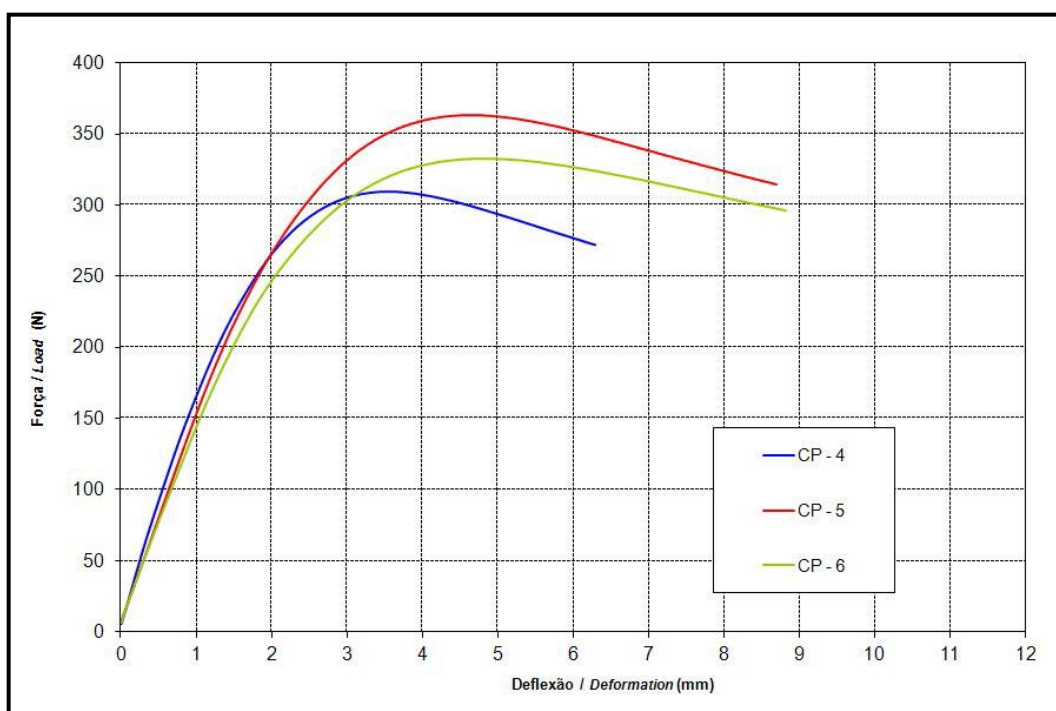


Figura 4 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 2.

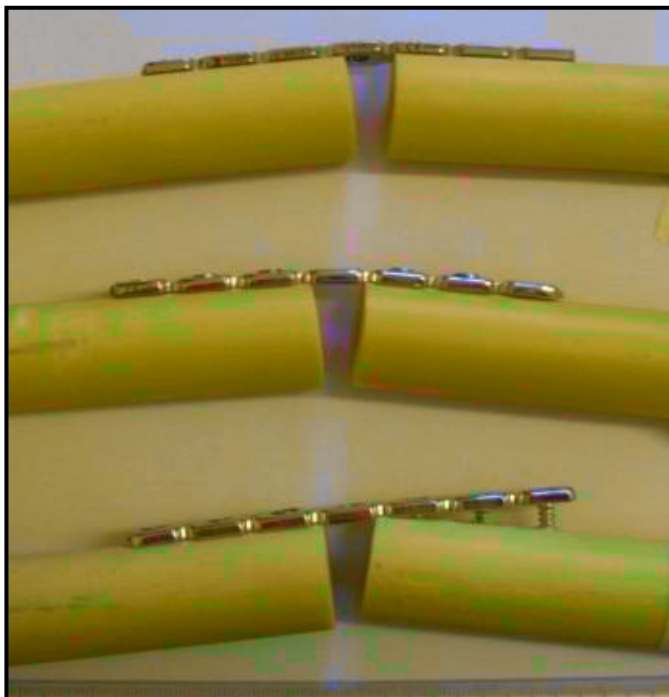


Figura 5 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, após o ensaio de compressão axial estático.

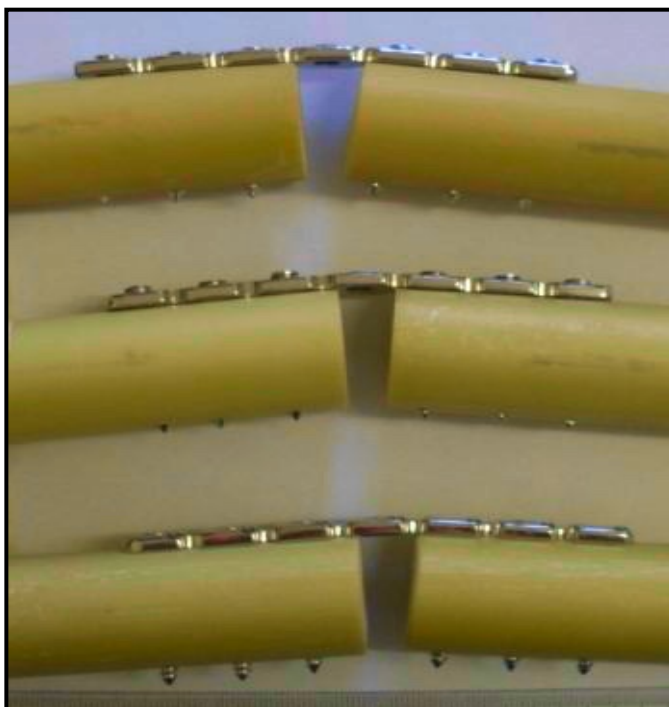


Figura 6 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, após o ensaio de compressão axial estático.

5.1.2 Flexão com Apoio em Quatro Pontos

Para cada ensaio de flexão em quatro pontos, os dados de força-deflexão foram avaliados e o momento de escoamento (resistência à flexão) determinado. Foram calculados a média e o desvio padrão de cada grupo (Tabela 2). Pela análise estatística não ocorreram diferenças entre as montagens dos Grupos 1 e 2 em todas as variáveis analisadas.

Tabela 2 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio estático de flexão em quatro pontos.

| Variável | Grupo 1 (Média ± DP) | Grupo 2 (Média ± DP) | Valor de <i>P</i> |
|------------------------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------|
| K (N/mm) | 186,7±15,37 | 218,7±29,02 | 0,167 |
| El _e (Nm ²) | 0,00340±0,00028 | 0,00399±0,00053 | 0,167 |
| P (N) | 800,00±274,95 | 750,00±329,09 | 0,85 |
| R (Nm) | 10,00±3,44 | 9,38±4,11 | 0,85 |

K= rigidez em flexão, El_e= rigidez estrutural em flexão, P= carga de escoamento, R= momento de escoamento (resistência à flexão)

Nas Figuras 7 e 8 estão representados os resultados das curvas força-deflexão, respectivamente, para as montagens dos Grupos 1 e 2. No Grupo 1 duas montagens falharam por soltura em bloco dos três parafusos de uma extremidade, conjuntamente com quebra do corpo de prova, e uma montagem falhou apenas com soltura de um parafuso do corpo de prova (Figura 9). No Grupo 2 as três montagens falharam por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso, sendo que uma delas ocorreu ainda a quebra do corpo de prova em uma das extremidades próximas ao último parafuso distal à área de simulação da fratura (Figura 10).

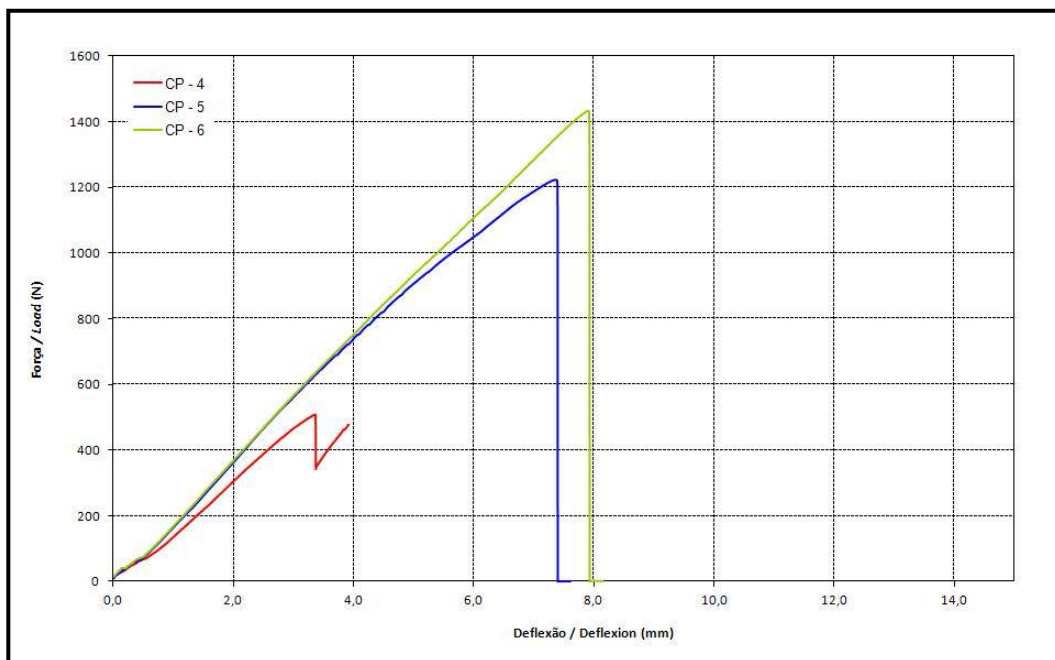


Figura 7 - Curva força-deflexão gerada no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 1.

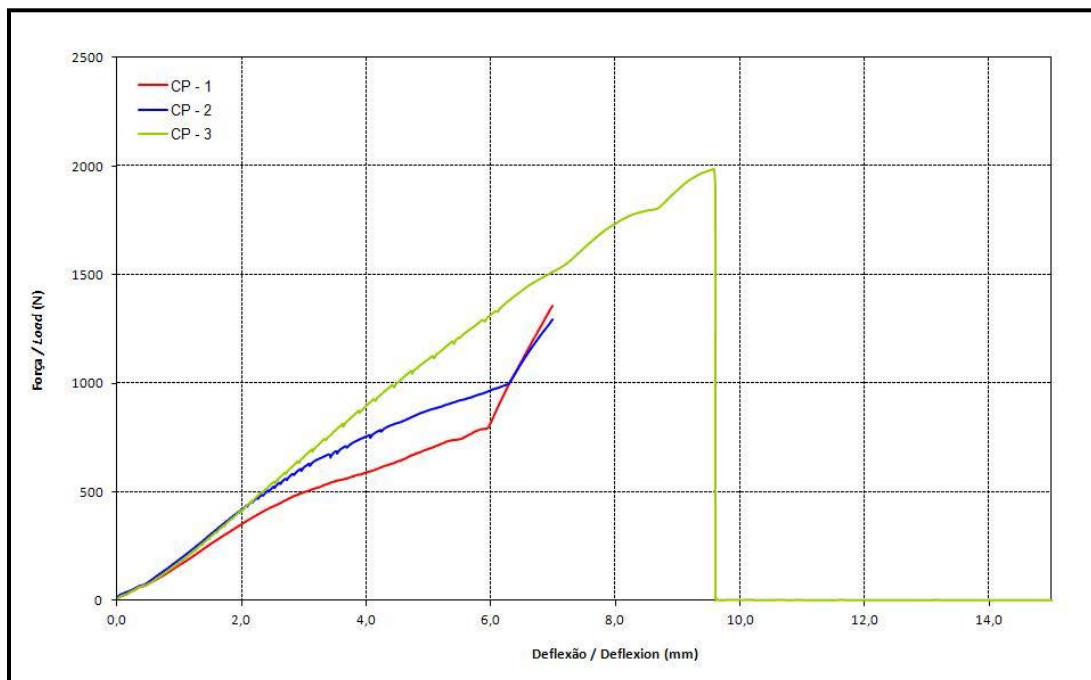


Figura 8 - Curva força-deflexão gerada no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 2.



Figura 9 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, após o ensaio de flexão estática em quatro pontos.

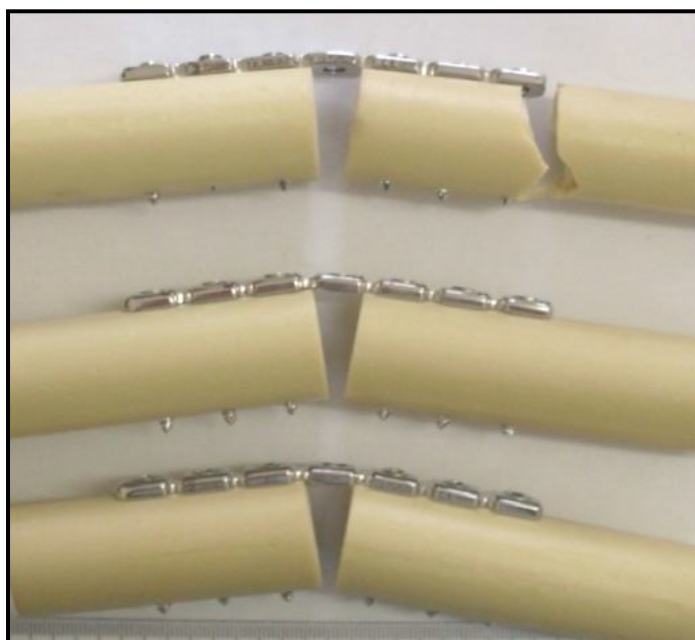


Figura 10 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, após o ensaio de flexão estática em quatro pontos.

5.1.2 Torção

Para cada ensaio de torção, os dados de torque-deformação angular foram avaliados e o momento de escoamento determinado. Foram calculados a média e o desvio padrão de cada grupo (Tabela 3). Pela análise estatística ocorreu diferença apenas no momento máximo, que foi maior no Grupo 2.

Tabela 3 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio estático de torção.

| Variável | Grupo 1 (Média ± DP) | Grupo 2 (Média ± DP) | Valor de <i>P</i> |
|---------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------|
| Rigidez (Nm/°) | 0,35±0,09 | 0,52±0,04 | 0,56 |
| R (Nm) | 4,33±2,20 | 6,60±1,01 | 0,181 |
| Momento máximo (Nm) | 8,79±2,01 | 15,60±1,40 | 0,008 |

R= momento de escoamento (resistência à flexão)

Nas Figuras 11 e 12 estão representados os resultados das curvas torque-deformação angular, respectivamente, para as montagens dos Grupos 1 e 2. No Grupo 1 duas montagens falharam por soltura em bloco dos três parafusos de uma extremidade, sendo um com quebra do corpo de prova, e a terceira montagem falhou com soltura de dois parafusos do corpo de prova (Figura 13). No Grupo 2 duas montagens falharam por quebra do corpo de prova em uma das extremidades posterior ao último parafuso, e a terceira montagem falhou com quebra do corpo de prova e soltura em bloco dos parafusos em uma das extremidades (Figura 14).

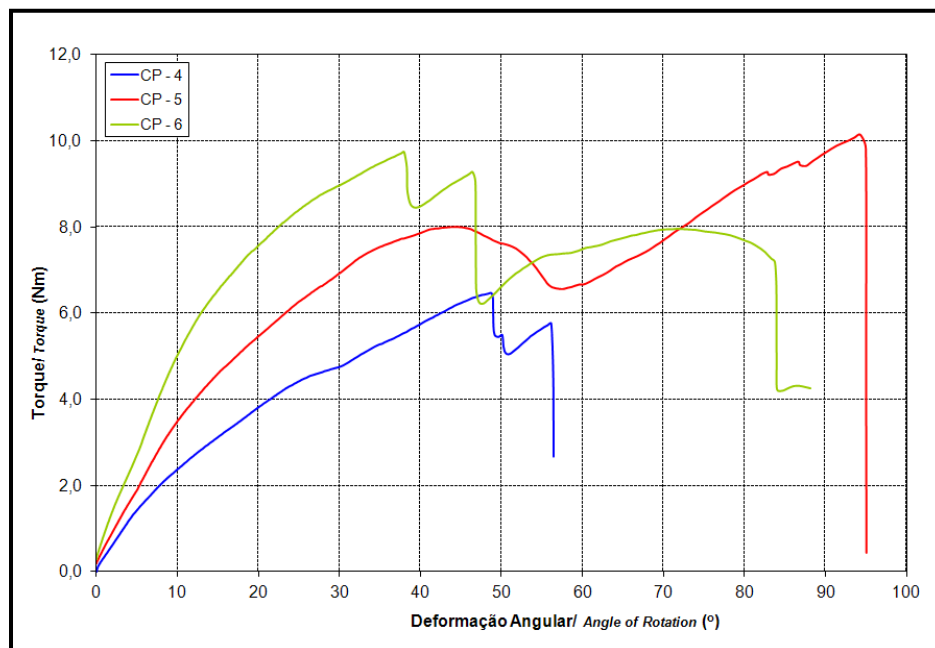


Figura 11 - Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as montagens da placa de reconstrução bloqueada do Grupo 1.

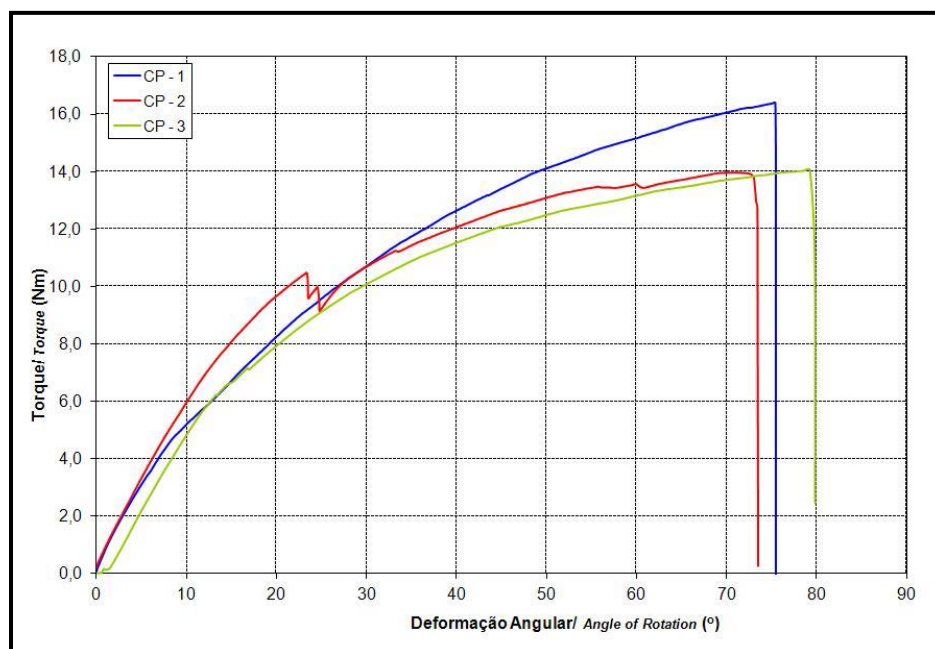


Figura 12 - Curva torque-deformação angular gerada no ensaio estático de torção para as montagens da placa de reconstrução bloqueada Grupo 2.

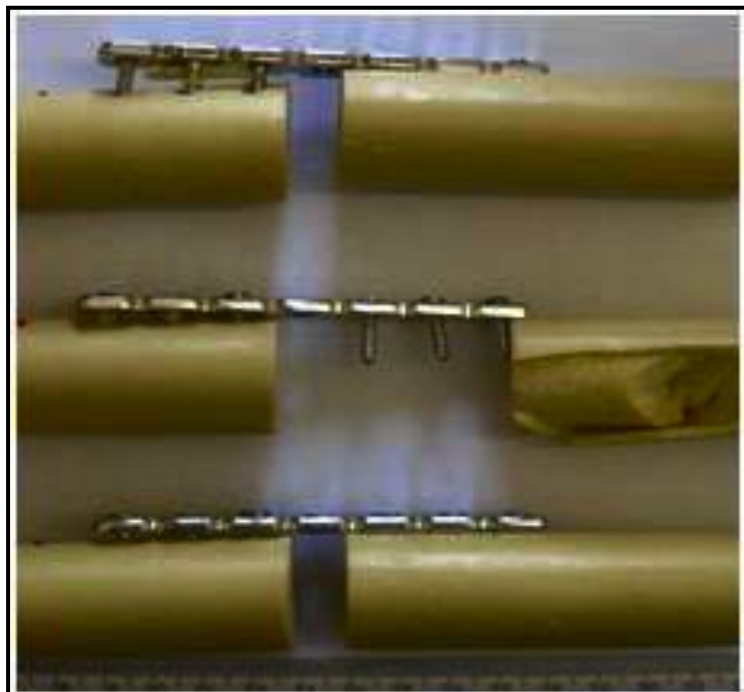


Figura 13 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, após o ensaio de torção.

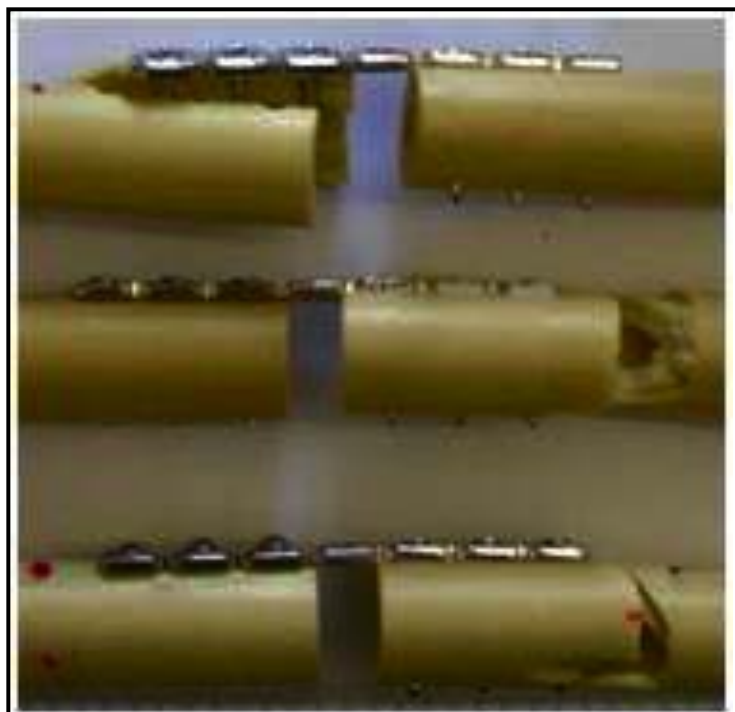


Figura 14 - Aparência das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, após o ensaio de torção.

5.2 Ensaio de Fadiga

5.2.1 Compressão Axial

Pela análise estatística ocorreram diferenças entre os Grupos em todas as variáveis, sendo os valores do Grupo 1 maiores que os do Grupo 2 (Tabela 4).

Tabela 4 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio de compressão axial em fadiga.

| Variável | Grupo 1 (Média ± DP) | Grupo 2 (Média ± DP) | Valor de <i>P</i> |
|-------------------------|-------------------------|-------------------------|----------------------|
| Carga referência (%) | 64,28±12,72 | 44,28±9,75 | 0,006 |
| Carga máxima (Kgf) | 16,88±3,34 | 11,95±2,63 | 0,01 |
| Carga máxima (N) | 165,63±32,76 | 117,3±25,84 | 0,01 |
| Carga mínima (N) | 16,56±3,28 | 11,72±2,58 | 0,01 |
| Momento máximo (Nm) | 1,12±0,22 | 0,79±0,17 | 0,009 |
| Momento mínimo (Nm) | 0,11±0,02 | 0,07±0,01 | 0,006 |

Duas montagens do Grupo 1 e duas do Grupo 2 falharam antes de 1.000.000 ciclos de carga. Em ambos os grupos as falhas ocorreram por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso (Figuras 15 e 16). As Figuras 17 e 18 demonstram os resultados dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos, respectivamente para os Grupos 1 e 2.



Figura 15 - Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, sob ensaio de compressão axial em fadiga.

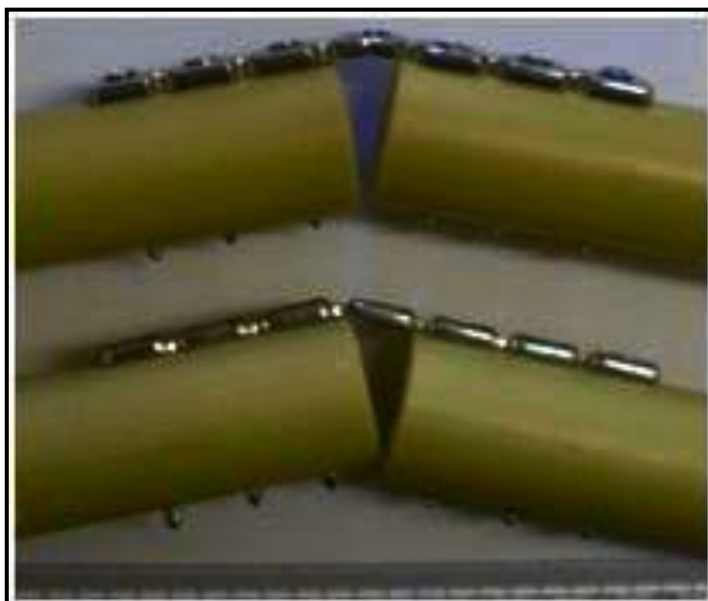


Figura 16 - Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, sob ensaio de compressão axial em fadiga.

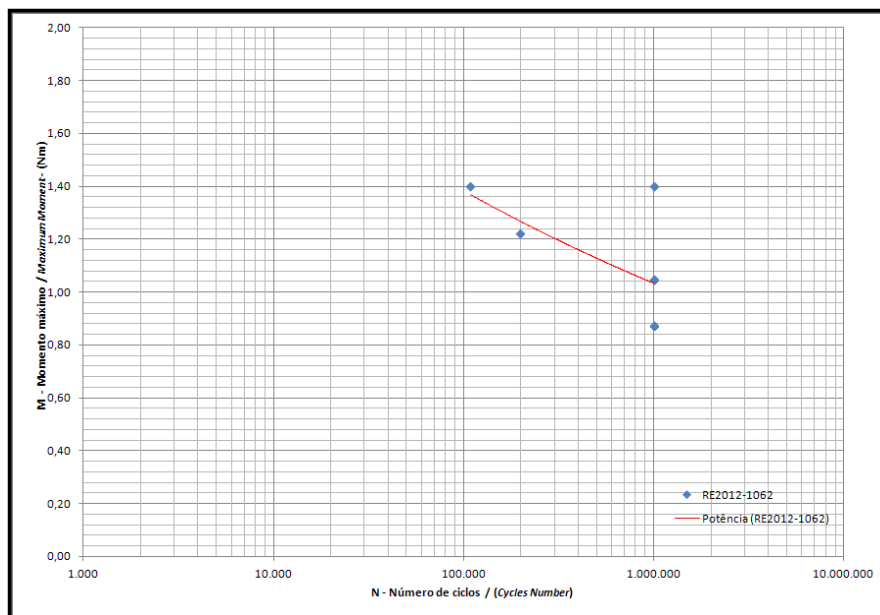


Figura 17 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de compressão axial em fadiga para o Grupo 1 (setas indicam amostras que resistiram à falha).

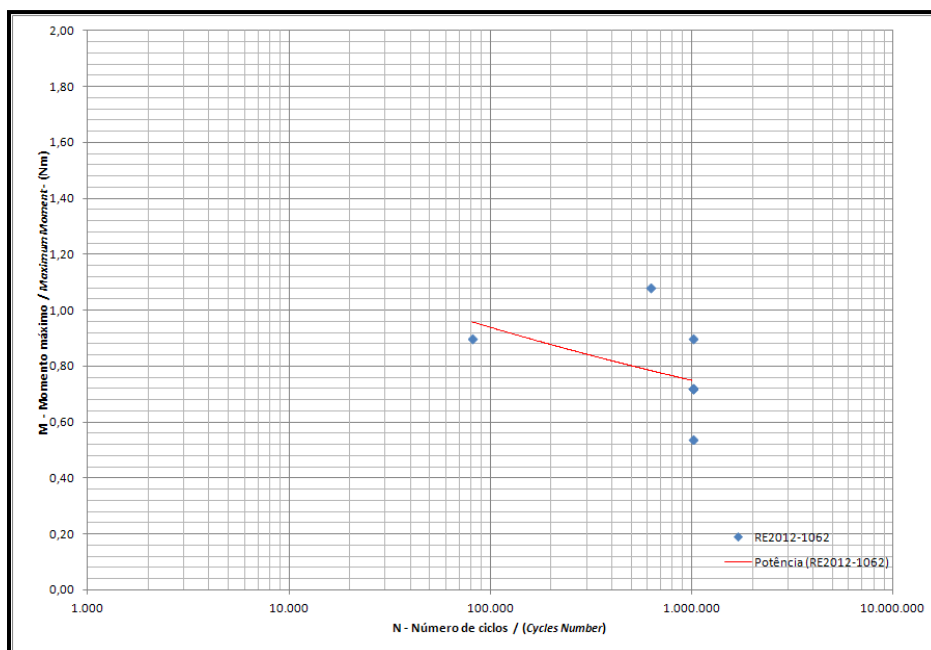


Figura 18 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de

compressão axial em fadiga para o Grupo 2 (setas indicam amostras que resistiram à falha).

5.2.2 Flexão com Apoio em Quatro Pontos

Pela análise estatística ocorreram diferenças entre os Grupos em todas as variáveis, sendo os valores do Grupo 1 menores que os do Grupo 2 (Tabela 5).

Tabela 5 – Valores de Média e Desvio Padrão (DP) das variáveis obtidas, para as montagens das placas de reconstrução bloqueadas dos Grupos 1 e 2, no ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga.

| Variável | Grupo 1 (Média ± DP) | Grupo 2 (Média ± DP) | Valor de <i>P</i> |
|----------------------|-------------------------|-------------------------|-------------------|
| Carga referênciã (%) | 44,28±9,75 | 58,57±8,99 | 0,015 |
| Carga máxima (Kgf) | 33,6±7,4 | 44,58±6,84 | 0,014 |
| Carga máxima (N) | 329,6±72,63 | 437,31±67,17 | 0,014 |
| Carga mínima (N) | 32,96±7,26 | 43,73±6,71 | 0,014 |
| Momento máximo (Nm) | 4,11±0,9 | 5,46±0,83 | 0,014 |
| Momento mínimo (Nm) | 0,41±0,09 | 0,54±0,08 | 0,014 |

Três montagens do Grupo 1 e quatro do Grupo 2 falharam antes de 1.000.000 ciclos de carga. As do Grupo 1 falharam uma por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso, uma por quebra do corpo de prova na região do último parafuso de uma extremidade e uma por solda em bloco de dois parafusos de uma extremidade (Figura 19). Todas as do Grupo 2 falharam

pela quebra do corpo de prova na região do último parafuso de uma extremidade (Figura 20). As Figuras 21 e 22 demonstram os resultados dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos, respectivamente para os Grupos 1 e 2.



Figura 19 – Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 1, sob ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga.

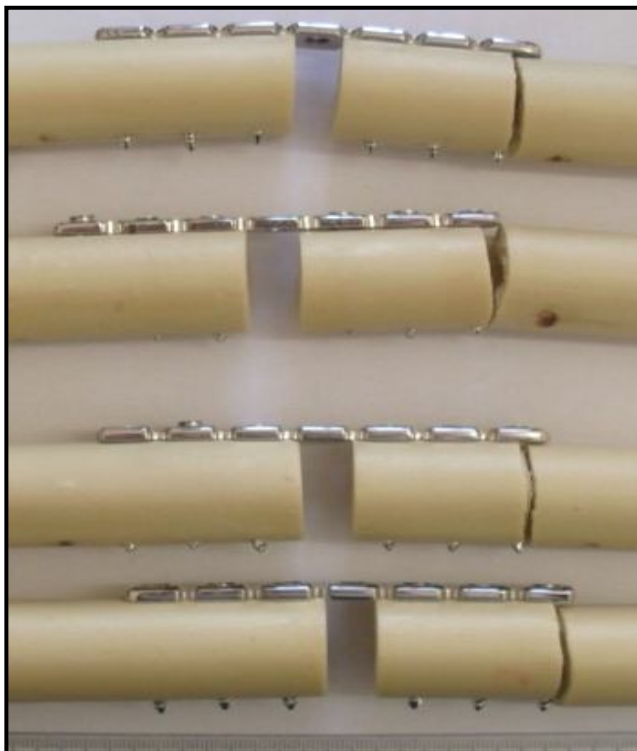


Figura 20 - Aparência das falhas das montagens das placas de reconstrução bloqueadas do Grupo 2, sob ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga.

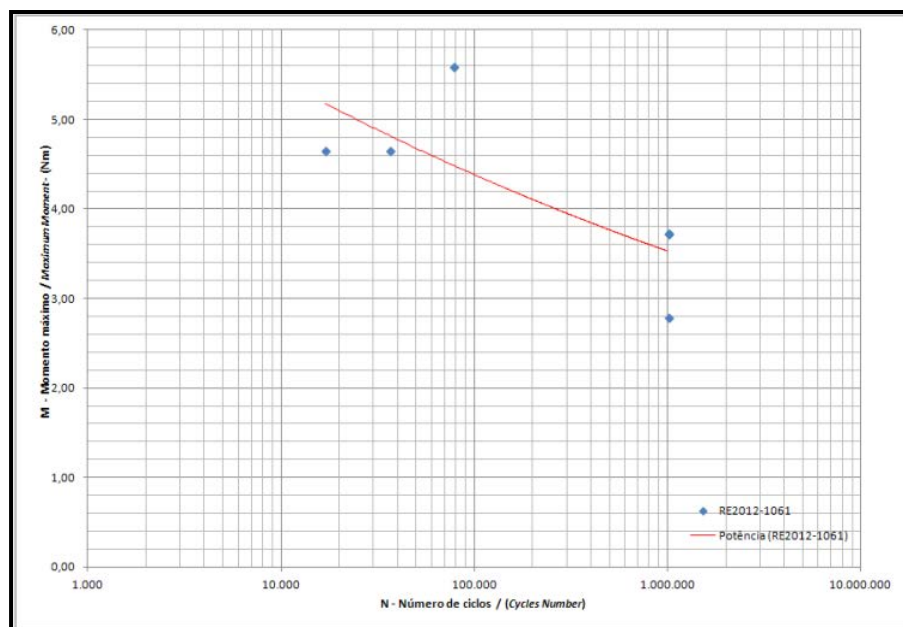


Figura 21 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de flexão em

quatro pontos em fadiga para o Grupo 1 (setas indicam amostras que resistiram à falha).

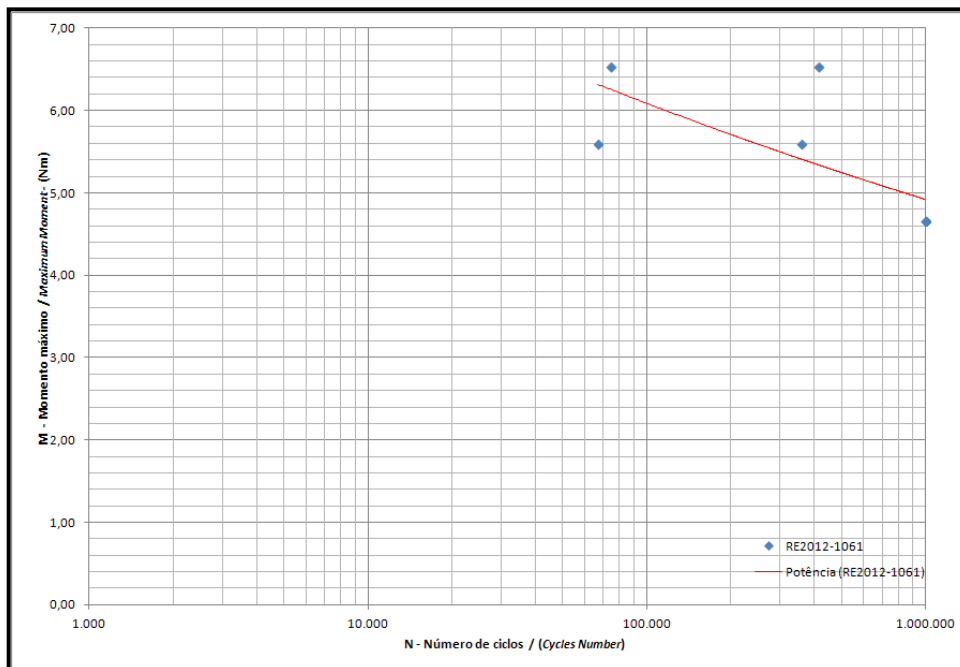


Figura 22 – Representação dos momentos máximos de carga suportada pelas montagens e os números de ciclos de cargas resistidos no ensaio de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 2 (setas indicam amostras que resistiram à falha).

5.2.3 Torção

Pela análise estatística não ocorreram diferenças nas médias (\pm Desvio Padrão) entre o Grupo 1 ($0,88 \pm 0,71$) e o Grupo 2 ($2,9 \pm 2,11$) na variável torque (Nm) (Valor de $P = 0,068$). Com exceção de uma amostra de cada grupo, todas as demais falharam antes de 1.000.000 ciclos de carga.

5.3 Ciclos

Pela análise estatística não ocorreram diferenças nas medianas entre os Grupos 1 e 2 (Tabela 6), com relação ao número de ciclos até a falha para todos os ensaios de fadiga.

Tabela 6 – Valores de mediana dos números de ciclos até a falha para os Grupos 1 e 2, nos ensaios de fadiga em compressão axial, flexão em quatro pontos e torção.

| | Grupo 1 | | Grupo 2 | | Valor de <i>P</i> |
|-------------------------|-----------|---------|-----------|---------|-------------------|
| | Mediana | IQR | Mediana | IQR | |
| Compressão axial | 1.000.000 | 823.736 | 1.000.000 | 229.778 | 1 |
| Flexão em quatro pontos | 1.000.000 | 968.548 | 679.517 | 927.698 | 1 |
| Torção | 1.553 | 512.299 | 36.808 | 872.039 | 0,24 |

IQR: amplitude interquartil

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

Estudos biomecânicos com as placas de reconstrução bloqueadas para pacientes humanos têm sido efetuados para fraturas específicas, incluindo as localizadas no acetábulo (MEHIN et al., 2009; ZHANG et al., 2013;), clavícula (ROBERTSON et al., 2009), distal do úmero (KORNER et al., 2004; TEJWANI et al., 2009; CARAVAGGI et al., 2014) e mandíbula (HAUG et al., 2002), com o intuito principal de comparar os modelos tradicionais com os modelos bloqueados. Em pequenos animais, foi também realizada avaliação biomecânica com o mesmo propósito, em fraturas acetabulares induzidas em cadáveres de cães (AMATO et al., 2008). Contudo, faltam ainda análises biomecânicas específicas com relação à influência do comprimento dos parafusos na placa de reconstrução bloqueada, como o executado no presente estudo.

Pelos ensaios estáticos, com exceção apenas no momento máximo em torção, não foram detectadas diferenças estatísticas entre montagens com parafusos unicorticais e bicorticais, seja na compressão axial, flexão em quatro pontos ou demais variáveis em torção. Por outro lado, diferenças ocorreram nos ensaios em fadiga, mostrando a importância deste tipo de análise na avaliação das montagens.

No ensaio de fadiga em compressão axial, as montagens com parafusos unicorticais mostraram maior resistência que as com parafusos bicorticais, fato que se inverteu no ensaio de fadiga em flexão em quatro pontos. Isso diferiu de um estudo em modelo de falha segmentar, efetuada em tíbia de cadáver canino, em que as construções usando placa de compressão bloqueada de orifícios combinados com parafusos bicorticais foram mais rígidas do que as com parafusos unicorticais em torção, mas sem diferenças no ensaio por dobramento (DEMNER et al., 2104). Contudo, é preciso considerar as diferenças de rigidez entre os modelos de placas, forma de distribuição dos parafusos e modelo de teste. No presente estudo foram usados todos os

orifícios da placa, com exceção da área da falha segmentar, ao passo que no estudo de Demner et al. (2014) os parafusos foram aplicados nas extremidades da placa, visando a osteossíntese percutânea minimamente invasiva.

A espessura do osso cortical é importante para determinar o comprimento de trabalho do parafuso unicortical em uma montagem bloqueada (GAUTIER e SOMMER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007). Se a cortical óssea é de boa qualidade a força de retirada do parafuso unicortical se iguala a força de retirada do parafuso bicortical convencional (HAIDUKEWYCH, 2004). Entretanto, no mínimo três corticais devem ser incluídas em cada fragmento principal da fratura (SCHÜTZ e SÜDKAMP, 2003; WAGNER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007). Como o modelo usado no atual estudo é sintético e não osteoporótico, a espessura da cortical não influenciou na avaliação comparativa entre grupos, sendo as diferenças relacionadas com as forças envolvidas.

Contudo, deve ser considerado que a fixação unicortical pode ser insuficiente no osso metafiseal com uma pequena cortical; ou em osso osteopênico, especialmente naqueles em que há predominância da carga de torção, tais como o úmero (GAUTIER e SOMMER, 2003; EGOL et al., 2004). Isto se deve ao comprimento de trabalho diminuído no osso osteoporótico, ou seja, o comprimento do parafuso em contato com o osso (GAUTIER e SOMMER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007). Por exemplo, em estudo com modelo sintético de ulna osteoporótica, com placa bloqueada com orifícios combinados, as montagens com parafusos bicorticais bloqueados mostraram menor deslocamento sobre carga axial cíclica e necessitaram maior número de ciclos para a falha em dobramento cíclico, do que as com parafusos unicorticais bloqueados (FULKERSON et al., 2006). Adicionalmente foi observado em modelo de diáfise femoral osteoporótica, que as montagens com parafusos unicorticais apresentaram menor força em torção do que as com parafusos bloqueados bicorticais (FITZPATRICK et al., 2009). Desta forma, os resultados obtidos no presente estudo são apenas aplicáveis em ossos sem comprometimento da densidade, já que a espessura cortical pode alterar o comportamento biomecânico da montagem.

No ensaio estático em torção o Momento máximo foi estatisticamente maior no Grupo 2 (bicortical), porém no ensaio de fadiga em torção não foram observadas diferenças significativas entre grupos, a despeito dos maiores valores terem sido verificados no Grupo 2. Por outro lado, em estudo utilizando placa bloqueada com orifícios combinados em ensaios não destrutivos em torção usando osso sintético (rádio), a construção com parafusos bloqueados exclusivamente unicorticais foram as mais fracas, quando comparadas as montagens híbridas, em que o último parafuso da montagem unicortical bloqueada foi substituído por parafusos bicorticais bloqueados ou bicorticais não bloqueados (ROBERTS et al., 2007). Portanto, é preciso considerar que em fraturas com maior carga em torção, o uso do parafuso bloqueado unicortical pode, dependendo da montagem e tipo de implante, promover menor resistência.

A maior resistência das montagens com parafusos bicorticais no ensaio de fadiga em flexão em quatro pontos, provavelmente esteja associado ao maior comprimento de trabalho com conseqüente maior resistência de torque (MILLER e GOSWAMI, 2007), bem como a divisão de transferência de carga entre as corticais proximal e distal. Por sua vez, a montagem com parafusos monocorticais possui menor comprimento de trabalho, menor torque e concentra a transferência de carga somente na cortical proximal.

A carga cíclica é um importante quesito para determinar a falha do implante sob cargas repetitivas (CHAO et al., 2012). Vários estudos com placas bloqueadas têm avaliado se as cargas e ciclos impostos as montagens estão dentro dos limites fisiológicos esperados para a espécie (KORNER et al., 2004; GOH et al., 2009; MEHLING et al., 2009; CHAO et al., 2013; DELISSER et al., 2013). Embora sem diferenças estatísticas entre grupos, os menores números de ciclos para falha ocorreram nos ensaios em torção, comparado aos ensaios de compressão axial e flexão em quatro pontos. Isso indica que tanto para as montagens com parafusos unicorticais como bicorticais, a falha por torção ocorre mais precocemente que as demais.

O número de montagens do Grupo 1 que resistiram a 1.000.000 de ciclos (compressão axial = 5, flexão com apoio em quatro pontos = 4) foi

superior a de outro experimento que utilizou placa bloqueada modelo SPS, com 4 parafusos bloqueados unicorticais sem inclinação e 2 parafusos bicorticais tradicionais, em mesmo modelo sintético de falha segmentar (compressão axial = 2, flexão com apoio em quatro pontos = 3) (MERINO et al., 2013). Provavelmente a placa de reconstrução bloqueada permitiu maior flexibilidade que a montagem híbrida, já que as falhas da primeira, especialmente na compressão axial, se deveram ao dobramento da placa na área da falha segmentar, ao passo que na híbrida ocorreu por quebra da placa. Como as placas de reconstrução são desenhadas para serem mais fáceis de contornar, conseqüentemente apresentam rigidez de dobramento relativamente baixo (ROBERTSON et al., 2009).

A compreensão do papel de cada força na resistência da montagem, como avaliado no presente estudo, facilita na determinação da viabilidade da escolha do implante, na dependência do tipo de fratura e cargas envolvidas. Isso se torna relevante em pequenos animais, já que as placas de reconstrução bloqueadas têm sido utilizadas em diversas condições ortopédicas, incluindo estabilização de fraturas do côndilo umeral (McCARTNEY et al., 2006; McCARTNEY et al., 2007), panatrodose do tarso (KELLER et al., 2005), instabilidade vertebral (KELLER et al., 2005), como método temporário de estabilização em luxação traumática do ombro (POST et al., 2008), e no tratamento de fraturas de ossos longos, tais como úmero, rádio/ulna, fêmur e tíbia (VOSS et al., 2009).

Entre as limitações do presente estudo pode ser citada a não avaliação da influência do número de parafusos na resistência das montagens. Em geral, deve-se evitar uma construção muito rígida nas montagens bloqueadas, visto que a falta de movimento do local da fratura pode impedir a consolidação (KUBIAK et al., 2006; CRONIER, 2010; SCOLARO e AHN, 2011).

Contudo, em relação ao estudo atual foi possível observar que o comprimento dos parafusos pode afetar as propriedades mecânicas da placa de reconstrução bloqueada. Os parafusos unicorticais foram menos resistentes ao dobramento do que a compressão, quando comparado aos parafusos

bicorticais. Isto precisa ser considerado no momento da escolha do implante, em particular nas fraturas sob alta carga axial.

CONCLUSÕES

7. CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos foi possível concluir que:

- ao se aplicar os ensaios estáticos - flexão em quatro pontos, compressão axial e torção - não existem diferenças com a aplicação dos parafusos, de forma unicortical ou bicortical, na resistência das montagens da placa de reconstrução bloqueada;
- ao se aplicar os ensaios dinâmicos existem diferenças com a aplicação dos parafusos, de forma unicortical ou bicortical, na resistência das montagens da placa de reconstrução bloqueada em compressão axial e flexão em quatro pontos.

REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

- AMATO, N.S.; RICHARDS, A.; KNIGHT, T.A.; SPECTOR, D.; BOUDRIEAU, R.J.; BELKOFF, S. Ex vivo biomechanical comparison of the 2.4 mm uniLOCK reconstruction plate using 2.4 mm locking versus standard screws for fixation of acetabular osteotomy in dogs. *Vet. Surg.*, v.37, n.8, p.741-748, 2008.
- ARTHURS, G. Advances in internal fixation locking plates. *In Pract.*, v.37, p.13-22, 2015.
- BOUDREAU, B.; BENAMOU, J.; von PFEIL, D.J.; GUILLOU, R.P.; BECKETT, C.; DÉJARDIN, L.M. Effect of screw insertion torque on mechanical properties of four locking systems. *Vet. Surg.*, v.42, p.535–543, 2013.
- BOTTLANG, M.; DOORNINK, J.; FITZPATRICK, D.C.; MADEY, S.M. Far cortical locking can reduce stiffness of locked plating constructs while retaining construct strength. *J. Bone Joint Surg. Am.*, v.91, p.1985-1994, 2009.
- CARAVAGGI, P.; LARATTA, J.L.; YOON, R.S.; De BIASIO, J.; INGARGIOLA, M.; FRANK, M.A.; CAPO, J.T.; LIPORACE, F.A. Internal fixation of the distal humerus: a comprehensive biomechanical study evaluating current fixation techniques. *J. Orthop. Trauma*, v.28, n.4, p.222-226, 2014.
- CHAO, P.; LEWIS, D.D.; KOWALESKI, M.P.; POZZI, A. Biomechanical concepts applicable to minimally invasive fracture repair in small animals. *Vet. Clin. North Am., Small Anim. Pract.*, v.42, p.853–872, 2012.
- CHAO, P.; CONRAD, B.P.; LEWIS, D.D.; HORODYSKI, M.; POZZI, A. Effect of plate working length on plate stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. *BMC Vet. Res.*, v.9, n.125, p.1-7, 2013.
- CHEN, G.; SCHMUTZ, B.; WULLSCHLEGER, M.; PEARCY, M.J.; SCHUETZ, M.A. Computational investigations of mechanical failures of internal plate fixation. *J. Engineering Med.*, v.224, p.119-126, 2010.
- CRONIER, P.; PIETU, G.; DUJARDIN, C.; BIGORRE, N.; DUCCELLIER, F.; GERARD, R. The concept of locking plates. *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, v.96S, p.S17-S36, 2010.

- DELISSER, P.J.; McCOMBE, G.P.; TRASK, R.S.; ETCHES, J.A.; GERMAN, A.J.; HOLDEN, S.L.; WALLACE, A.M.; BURTON, N.J. *Ex vivo* evaluation of the biomechanical effect of varying monocortical screw numbers on a plate-rod canine femoral gap model. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.26, n.3, p.177-185, 2013.
- DEMNER, D.; GARCIA, T.C.; SERDY, M.G.; HAYASHI, K.; NIR, B.A.; STOVER, S.M. Biomechanical comparison of mono- and bicortical screws in an experimentally induced gap fracture. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.27, n.6, p.422-429, 2014.
- DÖBELE, S.; GARDNER, M.; SCHRÖTER, S.; HÖNTZSCH, D.; STÖCKLE, U.; FREUDE, T. DLS 5.0 - The biomechanical effects of dynamic locking screws. *Plos One*, v.9, n.4, p.1-7, 2014.
- EGOL, K.A.; KUBIAK, E.N.; FULKERSON, E.; KUMMER, F.J.; KOVAL, K.J. Biomechanics of locked plates and screws. *J. Orthop. Trauma*, v.18, n.8, p.488-493, 2004.
- FITZPATRICK, D.C.; DOORNINK, J.; MADEY, S.M.; BOTTLANG, M. Relative stability of conventional and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. *Clin. Biomech.*, v.24, n.2, p.203-209, 2009.
- FULKERSON E.; EGOL, K.A.; KUBIAK, E.N.; LIPORACE, F.; KUMMER, F.J.; KOVAL, K.J. Fixation of diaphyseal fractures with a segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating techniques. *J Trauma*, v.60, p.830-55, 2006.
- GAUTIER, E.; SOMMER, C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*, v.34, p.S-B63–S-B76, 2003.
- GOH, C.S.S.; SANTONI, B.G.; PUTTLITZ, C.M.; PALMER, R.H. Comparison of the mechanical behaviors of semicontoured, locking plate–rod fixation and anatomically contoured, conventional plate–rod fixation applied to experimentally induced gap fractures in canine femora. *Am. J. Vet. Res.*, v.70, p.23–29, 2009.
- HAI DUKEWYCH, G.H. Innovations in Locking Plate Technology. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, v.12, p.205-212, 2004.

- HAUG, R.H.; STREET, C.C.; GOLTZ, M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical comparison of locking and nonlocking plate. *J. Oral Maxillofac. Surg.*, v.60, n.11, p.1319-1326, 2002.
- IGNA, C.; SCHUSZLER, L. Current concepts of internal plate fixation of fractures. *Bulletin UASVM*, v.2, n.67, p.118-123, 2010.
- JOHNSON, A.L. Fundamentals of orthopedic surgery and fracture management. In: FOSSUM, T.W. *Small animal surgery*. 4.ed. St. Louis: Elsevier Mosby, 2013. chap.32, p.1086-1092.
- JOHNSTON, S.A.; von PFEIL, D.J.F.; DÉJARDIN, L.M.; WEH, M.; ROE, S. Internal fracture fixation. In: TOBIAS, K.M.; JOHNSTON, S.A. *Veterinary surgery: small animal*. St. Louis: Elsevier Saunders, 2012. chap. 43, p.576-607.
- KAAB, M.J.; FRENK, A.; SCHMELING, A.; SCHASER, K.; SCHUTZ, M.; HAAS, N.P. Locked internal fixator. *J. Orthop. Trauma*, v.18, n.8, p.483-487, 2004.
- KABASAWA, Y.; SATO, M.; KIKUCHI, T.; SATO, Y.; TAKAHASHI, Y.; HIGUCHI, Y.; OMURA, K. Analysis and comparison of clinical results of bilateral sagittal split ramus osteotomy performed with the use of monocortical locking plate fixation or bicortical screw fixation. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.*, v.116, n.5, p.e334-341, 2013.
- KANCHANOMAI, C.; PHIPHOBMONGKOL, V.; MUANJAN, P. Fatigue failure of an orthopedic implant – A locking compression plate. *Eng. Failure Analysis*, v.15, p.521-530, 2008.
- KELLER, M.A.; VOSS, K.; MONTAVON, P.M. The ComPact Unilock 2.0/2.4 system and its clinical application in small animal orthopedics. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.18, p.83-93, 2005.
- KORNER, J.; DIEDERICHS, G.; ARZDORF, M.; LILL, H.; JOSTEN, C.; SCHNEIDER, E.; LINKE, B. A biomechanical evaluation of methods of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus conventional reconstruction plates. *J. Orthop. Trauma*, v.18, p.286–93, 2004.
- KUBIAK, E.N.; FULKERSON, E.; STRAUSS, E.; EGOL, K.A. The evolution of Locked Plates. *J. Bone Joint Surg. Am.*, v.88, n.4, p.189-200, 2006.

McCARTNEY, W.T.; MacDONALD, B.; COMISKEY, D.; GARVAN, C.B. Use of a plate and screws to repair lateral humeral condylar fractures in 10 dogs. *Intern. J. Appl. Res. Vet. Med.*, v.4, n.4, p.335-338, 2006.

McCARTNEY, W.T.; COMISKEY, D.P.; MacDONALD, B.J.; GARVAN, C.B. Fixation of humeral intercondylar fractures using a lateral plate in 14 dogs supported by finite element analysis of repair. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.20, p.285-290, 2007.

MEHIN, R.; JONES, B.; ZHU, Q.; BROEKHUYSE, H. A biomechanical study of conventional acetabular internal fracture fixation versus locking plate fixation. *Can. J. Surg.*, v.52, n.3, p.221-228, 2009.

MEHLING, I., SCHMIDT-HORLOHÉ, K.; MÜLLER, L.P.; STERNSTEIN, W.; KORNER, J.; ROMMENS, P.M. Locking reconstruction double plating of distal humeral fractures: how many screws in the distal ulnar column segment in A3 fracture provide superior stability? *J. Orthop. Trauma*, v.23, n.8, p.581-587, 2009.

MERINO, M.K.; RAHAL, S.C.; RIBEIRO, C.R.; PADOVANI, C.R. The effect of locked screw angulation on the biomechanical properties of the S.P.S. Free-Block plate. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.26, p. 117–122, 2013.

MILLER, D.L.; GOSWAMI, T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin. Biomech.*, v.22, n.10, p.1049-1062, 2007.

NIEMEYER, P.; SÜDKAMP, N. P. Principles and clinical application of the Locking Compression Plate (LCP). *Acta Chir. Orthop. Traumatol. Cech.*, v.73, n.4, p.221-228, 2006.

PIERMATTEI, D.L.; FLO, G.L.; DeCAMP, C.E. Bone plates. In:____. *Handbook of small animal orthopedics and fracture repair*. 4.ed. Philadelphia: Saunders, 2006. p.125-142.

POST, C.; GUERRERO, T.; VOSS, K.; MONTAVON, P.M. Temporary transarticular stabilization with a locking plate for medial shoulder luxation in a dog. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.21, p.166-170, 2008.

- ROBERTS, J.W.; GRINDEL, S.I., REBHOLZ, B.; WANG, M. Biomechanical evaluation of locking plate radial shaft fixation: unicortical locking fixation versus mixed bicortical and unicortical fixation in a sawbone model. *J. Hand. Surg. Am.*, v.32, n.7, p.971-975, 2007.
- ROBERTSON, C.; CELESTRE, P.; MAHAR, A.; SCHWARTZ, A. Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in two different positions. *J. Shoulder Elbow Surg.*, v.18, p.204-209, 2009.
- SCHÜTZ, M.; SÜDKAMP, N. P. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *J. Orthop. Sci.*, v.8, p.252-258, 2003.
- SCOLARO, J.A.; AHN, J. Locked plating: indications and current concepts. *U. Penn. Ortho. J.*, v.21, p.18-22, 2011.
- STOFFEL, K.; DIETER, U.; STACHOWIAK, G.; GACHTER, A.; KUSTER, M.S. Biomechanical testing of the LCP – how can stability in locked internal fixators be controlled? *Injury*, v.34, suppl.2, p.B11-B19, 2003.
- SZYPRYT, P.; FORWARD, D. The use and abuse of locking plates. *Orthop. Trauma*, v.23, n.4, p.281-290, 2009.
- TADROS, A.M.; O'BRIEN, P.; GUY, P. Fixation of marginal posterior acetabular wall fractures using locking reconstruction plates and monocortical screws. *J. Trauma*, v.68, n.2, p.478-480, 2010.
- TEJWANI, N.C.; MURTHY, A.; PARK, J.; McLAURIN, T.M.; EGOL, K.A.; KUMMER, F.J. Fixation of extra-articular distal humerus fractures using one locking plate versus two reconstruction plates: a laboratory study. *J. Trauma*, v.66, n.3, p.795-799, 2009.
- VOSS, K.; KULL, M.A.; HAESSIG, M.; MONTAVON, P.M. Repair of long-bone fractures in cats and small dogs with the Unilock mandible locking plate system. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.22, p.398-405, 2009.
- WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury*, n.34, p.S-B31-42, 2003.
- WENDELBURG, K.L. Disorders of the hip joint in the canine athlete. In: BLOOMBERG, M.S; DEE, J.F.; TAYLOR, R.A. *Canine sports medicine and surgery*. Philadelphia: Saunders, 1998. chap.22, p.174-195.

ZHANG, Y.; TANG, Y.; WANG, P.; ZHAO, X.; XU, S.; ZHANG, C.·Biomechanical comparison of different stabilization constructs for unstable posterior wall fractures of acetabulum. A cadaveric study. *Plos One*, v.8, n.12, p.1-8.

ANEXO

ATESTADO

Atesto para os devidos fins, que o Projeto **"A influência do comprimento do parafuso na placa de reconstrução bloqueada"** Protocolo nº 83/2012-CEUA, de **Rogério Rodrigues Santos**, aluno do Programa de Pós-Graduação em Medicina Veterinária, nível Doutorado desta Faculdade, está de acordo com os Princípios Éticos na Experimentação Animal e foi aprovado pela Comissão de Ética no Uso de Animais (CEUA) desta Faculdade.

Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, em 13 de abril de 2012.



Prof. Ass. Dra. Maria Lúcia Gomes Lourenço

Presidente da CEUA da FMVZ, UNESP - Campus de Botucatu

Fatigue analysis of locking reconstruction plate using mono- or bicortical screws

R. R. Santos¹; S. C. Rahal¹; C. Mesquita Neto², C. R. Ribeiro³, E. A. C. Sousa⁴,
C. R. Foschini⁴, F. S. Agostinho¹

¹Department of Veterinary Surgery and Anesthesiology, School of Veterinary Medicine and Animal Science – Univ Estadual Paulista (UNESP), Botucatu, SP, Brazil; ²Lab. Ensaio Mecânicos e Metalográficos (LEMM), IPAC, Jaú, SP, Brazil; ³SGS Labmat, Distrito Industrial Uninorte, Piracicaba, SP, Brazil; ⁴School of Engineering – Univ Estadual Paulista (UNESP), Bauru, SP, Brazil

Correspondence to:

Dr. Sheila C. Rahal
Universidade Estadual Paulista (UNESP)
School of Veterinary Medicine and Animal Science
Department of Veterinary Surgery and Anesthesiology
PO Box 560, Rubião Júnior s/n
Botucatu (SP) 18618–000
Brazil
Phone: +55 14 3880 2042
E-mail: sheilacr@fmvz.unesp.br

Acknowledgements

The authors are grateful to CNPq and Fapesp.



FMVZ - UNESP

FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA DE BOTUCATU

DEPARTAMENTO DE CIRURGIA E ANESTESIOLOGIA VETERINÁRIA

Distrito de Rubião Júnior - Caixa Postal: 560 - CEP:18618-000 - Botucatu - SP - Brasil

Fone: 055 (14) 38802041

January 23, 2015

Editor-in-Chief

Dear Editor:

Please find attached the manuscript "Fatigue analysis of locking reconstruction plate using mono- or bicortical screws" to be submitted for publication in *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*. A summary of part of the study was presented at 4th World Veterinary Orthopedic Congress (2014). This manuscript was edited for proper English language, grammar, punctuation, spelling, and overall style by one qualified native English speaking. Thank you very much for considering this manuscript for publication in this outstanding Journal.

Best regards,

Sheila Canevese Rahal, DMV., MS, PhD
Titular professor of Small Animal Surgery
Email: sheilacr@fmvz.unesp.br

1 **Fatigue analysis of locking reconstruction plate using mono- or** 2 **bicortical screws**

3 4 **Summary**

5 **Objectives:** To evaluate the influence of screw length on the mechanical properties
6 of a locking reconstruction plate designed with locking rings inserted into the plate
7 holes.

8 **Methods:** Cylinders of non-osteoporotic synthetic bone (n=60) with 10 mm fracture
9 gap and seven-hole locking reconstruction plates (n=60) were used. Two groups of
10 bone-plate constructs were assembled: Group 1 – three monocortical screws on
11 each fracture side, Group 2 - three bicortical screws on each fracture side. In both
12 groups, the area of the fracture gap was maintained without a screw. To establish the
13 loads for fatigue testing, in each group nine bone-plate constructs were tested until
14 failure, three each in bending, compression and torsion. In each group, 21 bone-plate
15 constructs were tested for failure in fatigue testing, seven each for bending,
16 compression and torsion. Data from static and fatigue mechanical testing were
17 evaluated by Student's *t* Test for Independent Samples. Differences were considered
18 significant at $p < 0.05$.

19 **Results:** Statistical analysis revealed significant differences between groups in axial
20 compression fatigue testing ($G1 > G2$) and four-point bending fatigue testing ($G1 < G2$)
21 in maximum load, minimum load, maximum moment, and minimum moment. No
22 significant differences were observed between groups for torsion fatigue testing.

23 **Clinical significance:** The screw length can affect the mechanical properties of
24 locking reconstruction plate with locking rings inserted into the plate holes. This must
25 be considered when choosing the implant.

26

27

28 **Introduction**

29 Despite the variety of sizes and shapes of bone plates and screws, the choice
30 of implants depends on various factors such as fracture site, fracture type, bone
31 quality, strength and stiffness required, cost and availability (1-3). The traditional
32 reconstruction plates are considered to be less stiff and designed with V-shaped
33 grooves between the screw holes, to allow contour in three directions (3-5). This
34 allows a better fit on more complex bony contours, or bones with irregular anatomic
35 shapes, but makes it weaker compared with dynamic compression plates of
36 equivalent size (3, 4, 6).

37 Several mechanical and biological advantages have been attributed to the
38 locking screw–plate, including axial and angular stability due to its locking mechanism
39 between plate and screw, preservation of the periosteal blood supply, reduced
40 requirement for anatomical plate contouring, and possibility the system’s elasticity to
41 stimulate bone healing (1, 2, 7-10). These advantages have stimulated the
42 modification or conversion of various traditional bone plates into locked systems,
43 including reconstruction plates, by changing especially the screw-hole geometry.

44 However, there are some details that can influence the stability and resistance
45 of the system, including the material used to manufacture the plate and screws,
46 locking screw design, number and position of the screws, and type of mechanism for
47 locking the screw into the plate (7, 8, 10-14). The locking mechanisms include screw
48 head with threads that match with threads into the plate hole or into adapter, and
49 threaded locknut or bushing into which the screw head is locked (10, 14).

50 On the other hand, the importance of the screw length as a determining factor
51 in fixation stability differs between a conventional plate and a locking plate (7, 10).
52 Because the locking screw provides no pullout force, the inclusion of the opposite
53 bone cortex to obtain maximum purchase is apparently not critical (10). However, this
54 may vary depending on the fracture site and bone quality (1, 8, 10). In osteoporotic
55 bone, the use of monocortical screws may not be sufficient to maintain stability, since
56 the working length of the screw is dependent on the thickness of the bone cortex (7,
57 8, 12).

58 Therefore, this study aimed to evaluate the influence of screw length,
59 monocortical or bicortical, on the biomechanical properties of a locking reconstruction
60 plate designed with locking rings inserted into the plate holes. The hypothesis was
61 that the bone-plate constructs would acquire more resistance by using bicortical
62 screws.

63
64

65 **Materials and methods**

66 ***Study design***

67 This study was approved by the Ethics Committee of our Veterinary School.
68 Sixty synthetic bone cylinders constituted of polyurethane (length = 170 mm; outer
69 diameter = 24 mm; cortical thickness = 2.5 mm (69 shore D [Shore Durometer;
70 Hardness test]); cancellous thickness = 5 mm (38 shore D) and 60 seven-hole 3.5
71 mm locking reconstruction plates (14.5 cm long, 10 mm wide, 3.0 mm thick)
72 composed of stainless steel were used for mechanical testing (Fig. 1). Each bone
73 cylinder was cut in half to simulate a 10 mm fracture gap. Two groups of bone-plate
74 constructs were assembled: Group 1 – three 3.5 mm monocortical screws (14 mm

75 long) on each side of the fracture, Group 2 – three 3.5 mm bicortical screws (30 mm
76 long) on each side of the fracture. The area of the fracture gap was maintained
77 without a screw.

78

79 ***Preparation of bone-plate constructs***

80 Each portion of bone cylinder was fixed in a bench vise and the plate was
81 centered over the 10 mm fracture gap. The locked holes were drilled with a 2.5–mm
82 drill bit and a specific drill guide (2.8mm) positioned into the locking ring at 90° to the
83 long axis of the cylinder. In Group 1 monocortical perforations were made and the six
84 locked self-tapping 3.5 mm cortical screws, 14 mm long, were placed with the head
85 locked in the locking rings. In Group 2 bicortical perforations were made and the six
86 locked self-tapping 3.5 mm cortical screws, 30 mm long, were placed with the head
87 locked in the locking rings. All screws were tightened with a torque wrench (Model
88 TRNA 20PA) using a same final torque of 2 Nm.

89

90 ***Static testing***

91 To establish the loads for fatigue testing in each group, nine bone-plate
92 constructs were tested until failure, three each in compression, bending, and torsion.
93 All tests were accomplished at room temperature (22-23°C) utilizing an EMIC®
94 universal testing machine (DL-10000) with maximum load capacity 100 kN, speed
95 range of 5 mm/min, and supplied with the software TESC from EMIC (version 3.04).
96 Failure (endpoint) was determined as the deformation of the plate or the pullout of
97 the screws in the bone cylinder with or without breakage of the bone cylinder,
98 represented by the slope of load-displacement curve. For axial compression test, a
99 load cell of 200 kgf capacity was used. The loading rate was 5 mm/min with load

100 rollers of 10 mm diameter. The distance between these rollers was 190 mm. The 4-
101 point bending test was performed with the reconstruction plate on the tension side. A
102 distance of 100 mm separated the central load applicator rollers, whereas a 150 mm
103 distance separated the support rollers. The rollers had 10 mm diameter. A load cell
104 capacity of 1000 kgf with load rate of 5 mm/min was utilized. For the torsional test,
105 the bone cylinders were connected to the testing machine, with one end fixed and the
106 other end attached to a mobile crosshead, employing a 50 kgf load cell capacity and
107 200 mm/min load rate. The lever arm was 87.15 mm and the gage length 110 mm.

108

109 ***Fatigue testing***

110 For each group, 21 bone-plate constructs were tested for failure in fatigue
111 testing, seven each in bending, compression, and torsion. Fatigue failure was
112 established as plate deformation, or a pullout of the screws in the bone cylinder, or
113 bone cylinder breakage. Tests were abandoned after 1,000,000 cycles if the
114 construct had not already failed. All tests were carried out at room temperature (22-
115 23°C). The axial compression test was performed using a LEMM testing machine
116 with 5 kN capacity and load cell of 50 kgf. Cyclical loads were applied under control
117 with load ratio of 0.1 and frequency of 5 Hz. The reference loads were 257.67N and
118 265N, respectively, for groups 1 and 2. The 4-point bending test was accomplished
119 using a LEMM testing machine with 20 kN capacity and 100 kgf load cell. Cyclical
120 loads were applied under control with load ratio of 0.1 and frequency of 5 Hz. The
121 reference loads were 744.33N and 746.67N, respectively, for groups 1 and 2. The
122 torsion test was accomplished using an ElectroPuls E10000 testing machine with
123 100Nm capacity and 25Nm load cell. The respective reference loads were 4.33Nm

124 and 6.6Nm for groups 1 and 2, with frequency of 1 Hz. The fatigue testing evaluated
125 loads and moments, and number of cycles at which the failure occurred, or run out.

126

127 ***Statistical analysis***

128 Student's *t* Test for Independent Samples was used to evaluate the data from
129 static and fatigue mechanical testing. The non-parametric Mann-Whitney's test was
130 employed to evaluate the number of cycles to failure in fatigue testing. Differences
131 were considered significant at $p < 0.05$.

132

133

134 **Results**

135 ***Static testing***

136 Groups 1 and 2 did not differ significantly in mean stiffness or other evaluated
137 data in the axial compression (Table 1) and four-point bending tests (Table 2).
138 Except for the ultimate moment ($G_2 > G_1$), no differences were observed in the other
139 data in the torsion test (Table 3). Mean values and standard deviations for each
140 variable evaluated in each test are described in Tables 1, 2, and 3. Under axial
141 compression tests, two failures in Group 1 and all in Group 2 occurred by means of
142 plate bending through the unfilled hole at the fracture gap. One failure in Group 2
143 was pullout of the locked screws at one extremity. Under four-point bending tests, all
144 failures in Group 1 occurred due to pullout of the locked screws at one extremity, but
145 two also presented breakage of the bone cylinder. All failures in Group 2 were
146 attributable to plate bending through the unfilled hole at the fracture gap, while one
147 also presented breakage of the bone cylinder. Under torsion tests, all failures in
148 Group 1 occurred due to pullout of the locked screws at one extremity, but one also

149 showed bone-cylinder breakage. In Group 2, all failures occurred on account of
150 bone-cylinder breakage, but one also presented pullout of the locked screws.

151

152 ***Fatigue testing***

153 Axial compression fatigue tests showed significant intergroup differences in all
154 variables (G1>G2) (Table 4). Failure occurred prior to 1,000,000 cycles in two bone-
155 plate constructs from Group 1 and two from Group 2. In both groups the failures
156 occurred via plate bending through the unfilled hole at the fracture gap. Four-point
157 bending fatigue tests showed significant intergroup differences in all variables
158 (G1<G2) (Table 5). Failure occurred before 1,000,000 cycles in three bone-plate
159 constructs from Group 1 and four from Group 2. In Group 1, one of the failures was
160 due to the plate bending through the unfilled hole at the fracture gap, one because of
161 the breakage of the bone cylinder, and one due to pullout of the locked screws at one
162 extremity. All failures in Group 2 occurred due to bone-cylinder breakage. The torsion
163 test did not reveal any significant differences in mean torque (Nm) between Group 1
164 (0.88 ± 0.71) and Group 2 (2.9 ± 2.11) (P value = 0.068). Failure occurred prior to
165 1,000,000 cycles, except for one of the bone-plate constructs in each group. The
166 number of cycles to failure (median) in all fatigue testing did not differ significantly
167 between groups 1 and 2 (Table 6).

168

169

170 **Discussion**

171 Biomechanical studies with locking reconstruction plates for human patients
172 have been performed to evaluate specific fractures, including acetabulum (15, 16),
173 clavicle (4), distal humerus (17-19) and mandible (20), mainly to compare traditional

174 plates with locking plates. In small animals, biomechanical evaluation was also
175 performed on acetabular fractures of canine cadavers for the same purpose (21).
176 However, there are unresolved questions in relation to the influence of screw length
177 on the locking reconstruction plate that were investigated in the present study.

178 In all static testing no significant differences were found between the
179 monocortical (G1) and bicortical (G2) bone-plate constructs, except for the ultimate
180 moment in the torsion test ($G2 > G1$). On the other hand, in the axial compression
181 fatigue test, the bone-plate constructs using monocortical screws demonstrated
182 better fatigue performance (loads and moments) than those with bicortical screws,
183 whereas the opposite occurred in four-point bending fatigue. On the other hand, a
184 biomechanical study performed in a simulated gap fracture model with canine
185 cadaveric tibia reported that the constructs using locking compression plate (combi-
186 holes) with bicortical screws were stiffer than monocortical constructs in torsion, but
187 found no differences between screw constructs in four-point bending (22). However,
188 differences in bone plate types, distribution of the screws along the plate and bone
189 models should be considered. In the present study all plate holes were filled except
190 at the fracture gap, but in the study reported above the screws were positioned only
191 in the most proximal and most distal portions of the plate as used in a minimally
192 invasive percutaneous osteosynthesis (22).

193 Cortical bone thickness is important for determining the adequacy of the
194 working length of monocortical screws in a locked construction (7, 12). If cortical
195 bone is of good quality, the pullout strength of a monocortical screw equals
196 approximately 60% the pullout force of a conventional bicortical screw (23). However,
197 at least three cortices should be included on each side of the fracture, in each main
198 fracture fragment (8, 12, 24). Since the bone model used in this study is synthetic

199 and non-osteoporotic, the cortical thickness did not influence the comparative
200 evaluation between groups, with the differences being related to the forces involved.

201 Moreover, the monocortical fixation may be insufficient in metaphyseal bone
202 with a minimal cortex, or in osteopenic bone, especially in bones where mainly
203 torsional load predominates, such as the humerus (1, 7). This limitation is due to
204 decreased working length of screw in osteoporotic bone, or the screw length in
205 contact with the bone (7, 12). For example, in a study of synthetic ulna to simulate
206 osteoporotic cortex, the constructs fixed by locking compression plate (combi-holes)
207 with bicortical locked screws had less displacement after cyclic axial loading, and
208 required a greater number of cycles to failure in cycling bending than the constructs
209 with monocortical locked screws (25). In addition, another study of an osteoporotic
210 femoral diaphysis model found that unicortical locking plate constructs remained
211 weaker than bicortical locking plate constructs in torsion (26). Thus, the results
212 obtained in the present study are only applicable in bones whose density is not
213 compromised, since cortical thickness can alter the mechanical behavior of the
214 constructs.

215 The ultimate moment had higher value in the Group 2 (bicortical) in static
216 torsion testing, but in torsion fatigue testing no significant intergroup differences were
217 found despite the higher values observed in Group 2. Also, in a study using locking
218 compression plate (combi-holes) fixed in radius sawbone in different configurations,
219 the locked monocortical constructs under torsional loads were the weakest when
220 compared with locked hybrid constructs in which locked bicortical screws or unlocked
221 bicortical screws had been placed on either end of the constructs (27). Therefore, in
222 fractures subject to high torsional forces, the use of locking monocortical screws can
223 promote lower resistance depending on the bone-plate construct and implant type.

224 The better fatigue performance (loads and moments) of the bicortical bone-
225 plate constructs in four-point bending fatigue in the present study is probably
226 associated with the longer working length of bicortical screws compared to
227 monocortical screws, and consequent higher resistance to torque (12), as well as
228 load sharing between the near and far cortices.

229 Cyclic loading provides important information about dynamic failure of the
230 bone-plate construct. Several studies of locked plates have evaluated whether bone-
231 plate constructs are able to resist cyclic loading within physiological limits of cycles
232 and loads of the species under evaluation (17, 28-31). Despite the lack of significant
233 intergroup differences in the same test, the lower number of cycles to failure occurred
234 in torsion as compared to axial compression and four and four-point bending tests.
235 This suggests that in both mono- and bicortical bone-plate constructs, the torsional
236 fatigue failed earlier than the others.

237 The number of bone-plate constructs that resisted until 1,000,000 cycles (axial
238 compression = 5, four-point bending = 4) was higher than that of another study that
239 used an S.P.S. Free-Block plate (axial compression = 2, four-point bending = 3) with
240 four monocortical locked screws positioned at 90° to the long axis of the cylinder and
241 two traditional bicortical screws in same synthetic bone model (32). Probably the
242 locking reconstruction plate allowed greater flexibility than the hybrid construct, since
243 the failures of the locking reconstruction plate, especially in axial compression, were
244 due to plate bending through the unfilled hole at the fracture gap while the hybrid
245 construct failure was attributable to breakage of the plate. As the reconstruction
246 plates are designed to be easier to contour, they consequently have a relatively low
247 bending stiffness (4).

248 An elucidation of the role of each force in bone-plate construct resistance, as
249 performed in the present study, helps to determine whether the plate is compatible
250 with the fracture type and involved loads. This is especially important in small
251 animals since the locking reconstruction plates have been used for treating various
252 orthopedic conditions, including humeral condylar fractures (33, 34), panarthrodesis
253 of the tarsus (35), vertebral instability (35), as well as for temporary stabilization in
254 traumatic shoulder dislocation (36), and for treating fractures of long bones such as
255 the humerus, radius/ulna, femur and tibia (37).

256 One limitation of the present study was that the influence of the number of
257 screws on bone-plate construct was not assessed. In general, an overly stiff
258 construct should be avoided in locking plates, because a lack of motion at the
259 fracture site may prevent bone healing (10, 38, 39).

260 However, from the present study, it may be concluded that the screw length
261 can affect the mechanical properties of locking reconstruction plate with locking rings
262 inserted into the plate holes. Compared to bicortical screws, the monocortical screws
263 were less resistant to bending than axial compression. This must be considered
264 when choosing the implant, particularly in fractures under high axial loads.

265

266 **Acknowledgements**

267

268

269 **Conflict of interest**

270 None declared.

271

272 **References**

- 273 1. Egol KA, Kubiak EN, Fulkerson E, et al. Biomechanics of locked plates and
274 screws. *J Orthop Trauma* 2004; 18: 488-493.
- 275 2. Chao P, Lewis DD, Kowaleski MP, et al. Biomechanical concepts applicable to
276 minimally invasive fracture repair in small animals. *Vet Clin North Am, Small Anim
277 Pract* 2012; 42: 853–872.
- 278 3. Johnston SA, von Pfeil DJF, Déjardin LM, et al. Internal fracture fixation. In:
279 *Veterinary Surgery: Small Animal*, 1 ed. Tobias KM, Johnston SA (eds). St. Louis:
280 Elsevier Saunders 2012; 576-607.
- 281 4. Robertson C, Celestre P, Mahar A, et al. Reconstruction plates for stabilization of
282 mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in
283 two different positions. *J Shoulder Elbow Surg* 2009; 18: 204-209.
- 284 5. Johnson AL. Fundamentals of orthopedic surgery and fracture management. In:
285 *Small Animal Surgery*, 4 ed. Fossum TW (ed). St. Louis: Elsevier Mosby 2013;
286 1086-1092.
- 287 6. Piermattei DL, Flo GL, DeCamp CE. Bone plates. In: Brinker, Piermattei, and Flo's
288 *Handbook of Small Animal Orthopedics and Fracture Repair* 4 ed. Piermattei DL,
289 Flo GL, DeCamp CE (eds). Philadelphia: Saunders 2006; 125–142.
- 290 7. Gautier E, Sommer C. Guidelines for the clinical application of the LCP. *Injury*
291 2003; 34: S-B63–S-B76.
- 292 8. Wagner M. General principles for the clinical use of the LCP. *Injury* 2003; 34: S-
293 B31-42.
- 294 9. Szypryt P, Forward D. The use and abuse of locking plates. *Orthop Trauma* 2009;
295 23: 281-290.
- 296 10. Cronier P, Pietu G, Dujardin C, et al. The concept of locking plates. *Orthop
297 Traumatol Surg Res* 2010; 96S: S17-S36.

- 298 11. Stoffel K, Dieter U, Stachowiak G, et al. Biomechanical testing of the LCP- how
299 can stability in locked internal fixator be controlled? *Injury* 2003; 34: SB11-SB19.
- 300 12. Miller DL, Goswami T. A review of locking compression plate biomechanics and
301 their advantages as internal fixators in fracture healing. *Clin Biomech* 2007; 22:
302 1049-1062.
- 303 13. Boudreau B, Benamou J, von Pfeil DJ, et al. Effect of screw insertion torque on
304 mechanical properties of four locking systems. *Vet Surg* 2013; 42: 535–543.
- 305 14. Arthurs G. Advances in internal fixation locking plates. *In Pract* 2015; 37: 13-22.
- 306 15. Mehin R, Jones B, Zhu Q, et al. A biomechanical study of conventional
307 acetabular internal fracture fixation versus locking plate fixation. *Can J Surg* 2009;
308 52: 221-228.
- 309 16. Zhang Y, Tang Y, Wang P, et al. Biomechanical comparison of different
310 stabilization constructs for unstable posterior wall fractures of acetabulum. A
311 cadaveric study. *Plos One* 2013; 8: 1-8.
- 312 17. Korner J, Diederichs G, Arzdorf M, et al. A biomechanical evaluation of methods
313 of distal humerus fracture fixation using locking compression plates versus
314 conventional reconstruction plates. *J Orthop Trauma* 2004; 18: 286–93.
- 315 18. Tejwani NC, Murthy A, Park J, et al. Fixation of extra-articular distal humerus
316 fractures using one locking plate versus two reconstruction plates: a laboratory
317 study. *J Trauma* 2009; 66: 795-799.
- 318 19. Caravaggi P, Laratta JL, Yoon RS, et al. Internal fixation of the distal humerus: a
319 comprehensive biomechanical study evaluating current fixation techniques. *J*
320 *Orthop Trauma* 2014; 28: 222-226.

- 321 20. Haug RH, Street CC, Goltz M. Does plate adaptation affect stability? A biomechanical
322 comparison of locking and nonlocking plate. J Oral Maxillofac Surg 2002; 60:
323 1319-1326.
- 324 21. Amato NS, Richards A, Knight TA, et al. Ex vivo biomechanical comparison of the
325 2.4 mm uniLOCK reconstruction plate using 2.4 mm locking versus standard
326 screws for fixation of acetabular osteotomy in dogs. Vet Surg 2008; 37: 741-748.
- 327 22. Demner D, Garcia TC, Serdy MG, et al. *Biomechanical comparison of mono- and*
328 *bicortical screws in an experimentally induced gap fracture.* Vet Comp Orthop
329 Traumatol 2014; 27: 422-429.
- 330 23. Haidukewych GH. Innovations in Locking Plate Technology. J Am Acad Orthop
331 Surg 2004;12: 205-212
- 332 24. Schütz M, Südkamp NP. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator
333 systems. J Orthop Sci 2003; 8: 252-258.
- 334 25. Fulkerson E, Egol KA, Kubiak EN, et al. Fixation of diaphyseal fractures with a
335 segmental defect: a biomechanical comparison of locked and conventional plating
336 techniques. J Trauma 2006; 60: 830-855.
- 337 26. Fitzpatrick DC, Doornink J, Madey SM, et al. Relative stability of conventional
338 and locked plating fixation in a model of the osteoporotic femoral diaphysis. Clin
339 Biomech 2009; 24: 203-209.
- 340 27. Roberts JW, Grindel SI, Rebholz B, et al. Biomechanical evaluation of locking
341 plate radial shaft fixation: unicortical locking fixation versus mixed bicortical and
342 unicortical fixation in a sawbone model. J Hand Surg Am 2007; 32: 971-975.
- 343 28. Goh CSS, Santoni BG, Puttlitz CM, et al. Comparison of the mechanical
344 behaviors of semicontoured, locking plate-rod fixation and anatomically

- 345 contoured, conventional plate–rod fixation applied to experimentally induced gap
346 fractures in canine femora. *Am J Vet Res* 2009; 70: 23–29.
- 347 29. Mehling I, Schmidt-Horlohé K, Müller LP, et al. Locking reconstruction double
348 plating of distal humeral fractures: how many screws in the distal ulnar column
349 segment in A3 fracture provide superior stability? *J Orthop Trauma* 2009; 23: 581-
350 587.
- 351 30. Chao P, Conrad BP, Lewis DD, et al. Effect of plate working length on plate
352 stiffness and cyclic fatigue life in a cadaveric femoral fracture gap model stabilized
353 with a 12-hole 2.4 mm locking compression plate. *BMC Vet Res* 2013; 9: 1-7.
- 354 31. Delisser PJ, McCombe GP, Trask RS, et al. *Ex vivo* evaluation of the
355 biomechanical effect of varying monocortical screw numbers on a plate-rod canine
356 femoral gap model. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2013; 26: 177-185.
- 357 32. Merino MK, Rahal SC, Ribeiro CR, et al. The effect of locked screw angulation on
358 the biomechanical properties of the S.P.S. Free-Block plate. *Vet Comp Orthop*
359 *Traumatol* 2013; 26: 117–122.
- 360 33. McCartney WT, MacDonald B, Comiskey DP, et al. Use of a plate and screws to
361 repair lateral humeral condylar fractures in 10 dogs. *Intern. J Appl Res Vet Med*
362 2006; 4: 335-338.
- 363 34. McCartney WT, Comiskey DP, MacDonald B, et al. Fixation of humeral
364 intercondylar fractures using a lateral plate in 14 dogs supported by finite element
365 analysis of repair. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2007; 20: 285-290.
- 366 35. Keller MA, Voss K, Montavon PM. The ComPact Unilock 2.0/2.4 system and its
367 clinical application in small animal orthopedics. *Vet Comp Orthop Traumatol* 2005;
368 18: 83-93.

- 369 36. Post C, Guerrero T, Voss K, et al. Temporary transarticular stabilization with a
370 locking plate for medial shoulder luxation in a dog. *Vet Comp Orthop Traumatol*
371 2008; 21: 166-170.
- 372 37. Voss K, Kull MA, Haessig M, et al. Repair of long-bone fractures in cats and
373 small dogs with the Unilock mandible locking plate system. *Vet Comp Orthop*
374 *Traumatol* 2009; 22: 398-405.
- 375 38. Kubiak EN, Fulkerson E, Strauss E, et al. The evolution of locked plates. *J Bone*
376 *Joint Surg Am* 2006; 88: 189-200.
- 377 39. Scolaro JA, Ahn J. Locked plating: indications and current concepts. *U Penn*
378 *Ortho J* 2011; 21: 18-22.

379

380

381

382

383

384

385 **Figure 1** Seven-hole 3.5 mm locking reconstruction plate designed with locking rings
386 inserted into the plate holes.

387

388

389

Table 1 Mean values and standard deviation (SD) for each variable evaluated in Groups 1 and 2 under axial compression tests.

| Variable | Group 1 (Mean ± SD) | Group 2 (Mean ± SD) | P-value |
|-----------------------------|--------------------------------|--------------------------------|----------------|
| Bending stiffness (N/mm) | 125.71 ± 16.92 | 149.80 ±16.59 | 0.153 |
| Maximum load (N) | 338.43 ± 19.54 | 335.08 ± 27.20 | 0.870 |
| Yield load (N) | 271.67 ± 15.28 | 270.00±18.03 | 0.909 |
| Yield moment (Nm) | 3.55 ± 0.30 | 3.67 ±0.25 | 0.664 |

Table 2 Mean values and standard deviation (SD) for each variable evaluated in Groups 1 and 2 under four-point bending tests.

| Variable | Group 1 (Mean ± SD) | Group 2 (Mean ± SD) | P-value |
|--|--------------------------------|--------------------------------|----------------|
| Bending stiffness (N/mm) | 186.7 ± 15.37 | 218.7 ± 29.02 | 0.167 |
| Bending structural stiffness (Nm ²) | 0.00340 ± 0.00028 | 0.00399 ± 0.00053 | 0.167 |
| Yield load (N) | 800.00 ± 274.95 | 750.00 ± 329.09 | 0.85 |
| Yield moment (Nm) | 10.00 ± 3.44 | 9.38 ± 4.11 | 0.85 |

Table 3 – Mean values and standard deviation (SD) for each variable evaluated in Groups 1 and 2 under torsion tests.

| Variable | Group 1 (Mean ± SD) | Group 2 (Mean ± SD) | P-value |
|----------------------|--------------------------------|--------------------------------|----------------|
| Stiffness (Nm/°) | 0.35 ± 0.09 | 0.52 ± 0.04 | 0.56 |
| Yield moment (Nm) | 4.33 ± 2.20 | 6.60 ± 1.01 | 0.181 |
| Ultimate moment (Nm) | 8.79 ± 2.01 | 15.60 ± 1.40 | 0.008 |

Table 4 Mean values and standard deviation (SD) for each variable evaluated in Groups 1 and 2 under fatigue axial compression tests.

| Variable | Group 1 (Mean ± SD) | Group 2 (Mean ± SD) | P-value |
|------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|----------------|
| Reference load (%) | 64.28 ± 12.72 | 44,28±9,75 | 0.006 |
| Maximum load (Kgf) | 16.88 ± 3.34 | 11,95±2,63 | 0.01 |
| Maximum compression load (N) | 165.63 ± 32.76 | 117,3±25,84 | 0.01 |
| Minimum compression load (N) | 16.56 ± 3.28 | 11,72±2,58 | 0.01 |
| Maximum moment (Nm) | 1.12 ± 0.22 | 0,79±0,17 | 0.009 |
| Minimum moment (Nm) | 0.11 ± 0.02 | 0,07±0,01 | 0.006 |

Table 5 Mean values and standard deviation (SD) for each variable evaluated in Groups 1 and 2 under four-point bending tests.

| Variable | Group 1 (Mean ± SD) | Group 2 (Mean ± SD) | P-value |
|--------------------------|--------------------------------|--------------------------------|----------------|
| Reference load (%) | 44.28 ± 9.75 | 58.57 ± 8.99 | 0.015 |
| Maximum load (Kgf) | 33.6 ± 7.4 | 44.58 ± 6.84 | 0.014 |
| Maximum bending load (N) | 329.6 ± 72.63 | 437.31 ± 67.17 | 0.014 |
| Minimum bending load (N) | 32.96 ± 7.26 | 43.73 ± 6.71 | 0.014 |
| Maximum moment (Nm) | 4.11 ± 0.9 | 5.46 ± 0.83 | 0.014 |
| Minimum moment (Nm) | 0.41 ± 0.09 | 0.54 ± 0.08 | 0.014 |

Table 6 Median values of the number of cycles to failure for Groups 1 and 2 in fatigue testing.

| Fatigue testing | Group 1 | | Group 2 | | P-value |
|------------------------|----------------|------------|----------------|------------|----------------|
| | Median | IQR | Median | IQR | |
| Axial compression | 1000000 | 823736 | 1000000 | 229778 | 1 |
| Four-point | 1000000 | 968548 | 679517 | 927698 | 1 |
| Torsion | 1553 | 512299 | 36808 | 872039 | 0.24 |

IQR: Interquartile Range

