

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINÁRIA E ZOOTECNIA**

**O EFEITO DA ORIENTAÇÃO DO PARAFUSO BLOQUEADO NAS
PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DA PLACA S.P.S FREEBLOCK EM
CORPOS DE PROVA NÃO OSTEOPORÓTICOS**

MARISOL KARIN AGURTO MERINO

**Botucatu – SP
2011**

**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
FACULDADE DE MEDICINA VETERINARIA E ZOOTECNIA**

**O EFEITO DA ORIENTAÇÃO DO PARAFUSO BLOQUEADO NAS
PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DA PLACA S.P.S FREE-BLOCK EM
CORPOS DE PROVA NÃO OSTEOPORÓTICOS**

MARISOL KARIN AGURTO MERINO

Dissertação apresentada junto ao Programa
de Pós-Graduação em Medicina Veterinária
para obtenção do título de Mestre.

Orientadora: Prof^a. Titular Sheila Canevese
Rahal

Nome do Autor: Marisol Karin Agurto Merino

Título: O EFEITO DA ORIENTAÇÃO DO PARAFUSO BLOQUEADO NAS PROPRIEDADES BIOMECÂNICAS DA PLACA S.P.S FREE-BLOCK EM CORPOS DE PROVA NÃO OSTEOPORÓTICOS

COMISSÃO EXAMINADORA

Professora Titular Sheila Canevese Rahal

Presidente e Orientadora

Departamento de Cirurgia e Anestesiologia de Pequenos Animais

FMVZ – UNESP – BOTUCATU

Professor Dr. Alfredo Feio da Maia Lima

Membro

Departamento de Cirurgia e Anestesiologia de Pequenos Animais

FMVZ – UNESP – BOTUCATU

Dr. Celso Ribeiro

Membro

Laboratório de Ensaios Mecânicos e Metalográficos

Instituto de Pesquisa e Acompanhamento Clínico Ltda.

Jaú – São Paulo

Data da Defesa: 8 de Dezembro de 2011.

DEDICATORIA

A mi mejor amigo de siempre, y a mis padres y hermanos que tanto amo.

AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, CNPq, pela concessão da Bolsa PEC-PG.

À Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da UNESP, Botucatu e à professora Sheila Canevese Rahal, por ter me aceito como aluna da pós-graduação.

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

Ao Tecnólogo Naval Celso Ribeiro, do laboratório de ensaios da Biomecânica, quem ajudou com muita boa vontade na realização dos testes do projeto.

Às pessoas que me ajudaram no desenvolvimento do meu projeto, mas especialmente à quienes me acompanharam neste caminho de formação. Marta Heckler, muito obrigada por sua amizade, companhia, conselhos e paciência em “aqueles dias”. Margarita Pardo, gracias por tu amistad, por nuestras charlas y por hacerme entender que algunas cosas no sólo me pasaban a mí, espero haber podido ayudarte también. Mirela Verdugo, obrigada pela amizade, as caminhadas, os ensinios sob a sua linda cultura Brasileira e por me ajudar na parte prática do meu experimento.

Y muchas gracias a los que siempre me apoyaron incondicionalmente a la distancia, dándome fuerza, especialmente en esos días mas difíciles, gracias a mi familia y a mi otra familia de amigos tan queridos.

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas de compressão axial estática.....	33
Tabela 2 – Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas estáticas de flexão em quatro pontos.....	36
Tabela 3 – Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas de compressão axial em fadiga.....	39
Tabela 4 – Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas de flexão em quatro pontos em fadiga.....	43

Lista de Figuras

Figura 1 – Placa de aço inoxidável S.P.S. Free-Block composta de 7 furos, sendo 2 DCP e 5 Bloqueados.....	26
Figura 2 – Ilustração das montagens: (A) Grupo 1 com quatro parafusos monocorticais bloqueados sem angulação, (B) Grupo 2 com quatro parafusos monocorticais bloqueados inclinados em 20°. Em ambos os grupos foram inseridos dois parafusos DCP em posição neutra.....	26
Figura 3 – Diagrama ilustrando o método para determinar as propriedades mecânicas da placa óssea (fonte: ASTM F382-99(2008)). Ponto “C” limite de escoamento elástico da montagem.....	28
Figura 4 – Montagem do ensaio de flexão com apoio em quatro pontos. Observe a disposição dos roletes.....	29
Figura 5 – Montagem do ensaio de compressão.....	30
Figura 6 – Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as amostras do Grupo 1.....	34
Figura 7 – Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as amostras do Grupo 2.....	34
Figura 8 – Aspecto de todas as montagens antes dos testes.....	35
Figura 9 – Aspecto das montagens de ambos os grupos, após o teste de compressão axial estático. Observe o dobramento da placa na área do orifício sem parafuso.....	35
Figura 10 – Curva força-deslocamento obtida no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as amostras do Grupo 1.....	37

Figura 11 – Curva força-deslocamento obtida no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as amostras do Grupo 2.....	37
Figura 12 – Aspecto das montagens do Grupo 1, após o teste de flexão estática em quatro pontos	38
Figura 13 – Aspecto das montagens do Grupo 2, após o teste de flexão estática em quatro pontos	38
Figura 14 – Aspecto das montagens do Grupo 1, após o teste de compressão axial em fadiga	40
Figura 15 –. Aspecto das montagens do Grupo 2, após o teste de compressão axial em fadiga.....	41
Figura 16 –. Curva obtida no teste de compressão axial em fadiga para o Grupo 1 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).....	42
Figura 17 – Curva obtida no teste de compressão axial em fadiga para o grupo 2 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).....	42
Figura 18 –. Aspecto das montagens do Grupo 1, após o teste de flexão em quatro pontos em fadiga.....	44
Figura 19 – Aspecto das montagens do Grupo 2, após o teste de flexão em quatro pontos em fadiga	45
Figura 20 - Curva obtida no teste de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 1 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).....	46
Figura 21 - Curva obtida no teste de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 2 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).....	46

SUMÁRIO

	Página
Resumo	IX
Abstract	X
1 INTRODUÇÃO	1
2 REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1 Evolução das Placas	5
2.2 Placas Bloqueadas	7
2.3 Estudos <i>in vitro</i>	11
2.4 Resultados de Aplicações Clínicas	18
3 OBJETIVOS	21
4 MATERIAL E MÉTODOS	23
4.1 Material Empregado	24
4.2 Montagem das Construções	26
4.3 Ensaio Mecânicos	26
4.3.1 Ensaio Estáticos	27
4.3.1.1 Ensaio de Flexão com Apoio em Quatro Pontos..	28
4.3.1.2 Ensaio de Compressão Axial	29
4.3.2 Ensaio de Fadiga	29
4.3.2.1 Ensaio de Flexão com Apoio em Quatro Pontos .	30
4.3.2.1 Ensaio de Compressão Axial	30
4.4 Análise Estatística	30
5 RESULTADOS	31
5.1 Ensaio Estáticos	32
5.1.1 Compressão Axial	32
5.1.2 Flexão com Apoio em Quatro Pontos	35
5.2 Ensaio de Fadiga	38
5.2.1 Compressão Axial	38
5.2.2 Flexão com Apoio em Quatro Pontos	42
6 DISCUSSÃO	46
7 CONCLUSÕES	53
8 REFERÊNCIAS	55

AGURTO MERINO, M.K. **O efeito da orientação do parafuso bloqueado nas propriedades biomecânicas da placa S.P.S. Free-Block em corpos de prova não osteoporóticos.** Botucatu, 2011. 92p. Dissertação (Mestrado em Medicina Veterinária – Cirurgia) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Campus de Botucatu, Universidade Estadual Paulista.

RESUMO

Entre os modelos de fixadores internos há um sistema denominado S.P.S. Free-Block, cuja placa possui um anel trava que possibilita o bloqueio do parafuso em angulações variadas. Visto os poucos estudos biomecânicos com o sistema, o presente trabalho avaliou a influência da orientação do parafuso bloqueado na resistência da montagem. Foram usados cilíndricos sintéticos, nos quais foram promovidas falhas segmentares de 10 mm. As placas de aço com 7 furos (2 DCP e 5 bloqueados) foram montadas de acordo com a posição dos parafusos nos orifícios bloqueados: Grupo 1 – parafusos monocorticais posicionados em 90°, Grupo 2 – parafusos monocorticais posicionados de forma inclinada em 20°. Os parafusos dos orifícios DCP foram aplicados rotineiramente em posição neutra e de maneira bicortical. Na região da falha segmentar o orifício do parafuso bloqueado situado no centro da placa entre os DCP foi mantido livre. Em cada grupo, seis montagens foram testadas até a falência, três em flexão em quatro pontos e três em compressão axial, para determinar as cargas de teste. Posteriormente, em cada grupo, 14 montagens foram testadas até a falência em fadiga, sete em flexão e sete em compressão. Pela análise estatística não houve diferença na rigidez das construções entre os Grupos 1 e 2, tanto nos testes estáticos como nos de fadiga. Conclui-se assim que, em modelo de falha segmentar, o posicionamento do parafuso monocortical bloqueado não influenciou a resistência mecânica das montagens.

Palavras-chave: Placa; Análise mecânica; Fratura; Parafuso bloqueado.

AGURTO MERINO, M.K. **The effect of the locked screw orientation on the biomechanical properties of the S.P.S. Free-block plate in non-osteoporotic bone model.** Botucatu, 2011. 92p. Dissertation (Master) – School of Veterinary Medicine and Animal Science, Botucatu Campus, Univ Estadual Paulista.

ABSTRACT

Among the locked internal fixators is one denominated S.P.S. Free-Block that was designed with a locking ring that allows the screw to be locked and positioned obliquely. Due to the paucity of biomechanical studies on this system, the present work aimed to evaluate the influence of locked screw orientation on the resistance of the S.P.S. Free-Block plate. Non-osteoporotic synthetic bone cylinders with 10 mm fracture gap were used. Seven-hole 3.5 mm stainless steel plates (two DCP holes and five locked holes) were assembled according to the orientation of the blocked screws: monocortical screws positioned at 90° to the long axis of the cylinder (G1), and monocortical screws positioned at 20° to its cylinder long axis (G2). In both groups, DCP hole screws were positioned bicortically and neutrally. In the region of the fracture gap, the locked screw hole at the plate's center was unfilled. For each group, six specimens were tested until failure, three in bending and three in compression, to determine the loads for fatigue testing. Subsequently, for each group, 14 specimens were tested for failure, seven by bending and seven in compression. No significant failure differences were observed between Groups 1 and 2 under static-loading or fatigue test. In a fracture gap model the orientation of the locked monocortical screws did not show any influence on the mechanical performance of the S.P.S. Free-Block

Key words: Plate; Mechanical tests; Fracture; Locked screw.

INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Várias mudanças ocorreram nos princípios da fixação interna das fraturas (PERREN, 2002; UHTHOFF et al., 2006). O uso de métodos de estabilizações mais flexíveis, para estimular a formação de calo ósseo, e o emprego de redução indireta e menos precisa, com o intuito de reduzir o trauma operatório, foi denominado como fixação interna biológica (PERREN, 2002; SZYPRYT e FORWARD, 2009). Com esse novo conceito foram também desenvolvidos novos tipos de implantes, tais como os fixadores internos bloqueados, que se constituem de montagens compostas por placa e parafusos, em que os parafusos são bloqueados na placa (MICLAU e MARTIN, 1997; PERREN, 2002; WAGNER, 2003; UHTHOFF et al., 2006). Bloqueando-se o parafuso dentro da placa para assegurar a estabilidade angular e axial, elimina-se a possibilidade do parafuso deslizar ou desalojar e, desta forma, reduz-se o risco de perda secundária pós-operatória da redução (WAGNER, 2003). Há fluxo direto de forças do osso via construção parafuso-placa-parafuso (SOMMER et al., 2003).

Há vários tipos de fixadores internos, tais como as placas bloqueadas de ângulo fixo e placas bloqueadas de ângulo variável, sendo que na última o parafuso pode ser bloqueado dentro de um cone com um ângulo de 1 a 15° (CRONIER et al., 2010). Na placa de compressão bloqueada de orifícios combinados precisa se tomar cuidado para não inserir o parafuso em ângulo acima de 5°, porque pode ocorrer significativo enfraquecimento da estabilidade (KAAB et al., 2004).

A forma de bloqueio do parafuso na placa também varia, ou seja, a cabeça do parafuso pode ser bloqueada por uma contraporca rosqueada ou a cabeça do parafuso é rosqueada e se fixa dentro da placa ou dentro de um adaptador (CRONIER et al., 2010). Os parafusos podem ser monocorticais, se penetram apenas uma cortical óssea, ou bicorticais, quando penetram ambas as corticais (MILLER e GOSWAMI, 2007).

As vantagens da placa de compressão bloqueada são que: a placa não precisa tocar o osso; o contorno anatômico preciso não é necessário, especialmente na diáfise, já que a placa não precisa estar pressionada no osso para alcançar estabilidade; o suprimento sanguíneo periosteal não é

comprimido causando menos interferência ao hematoma da fratura e a consolidação da fratura; a extensão da reabsorção óssea sob a placa é reduzida; permite a colocação de parafusos monocorticais; possibilita mais opções e maior versatilidade no manejo de fraturas (WAGNER, 2003; SOMMER 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007; CRONIER et al., 2010). O efeito de bloqueio do parafuso à placa permite um aumento de fixação especialmente em ossos osteoporóticos (SZYPRYT e FORWARD, 2009). Vários fatores, no entanto, podem afetar a funcionalidade do sistema, tais como o posicionamento, a colocação (monocortical versus bicortical) e a escolha do parafuso, o comprimento da placa, a distância entre a placa e osso, entre outros (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007).

Entre os modelos de fixadores internos, há um sistema denominado S.P.S. Free-Block, cuja placa (3,5 ou 4,5) possui um anel trava que possibilita o bloqueio do parafuso em angulações variadas (BIOMECÂNICA, 2011). Visto os poucos estudos biomecânicos com o sistema, o presente trabalho avaliou a influência da orientação do parafuso monocortical bloqueado na resistência da montagem placa S.P.S. Free-Block. A hipótese é que a angulação do parafuso poderia influenciar na resistência mecânica das montagens.

REVISÃO DA LITERATURA

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Evolução das Placas

A importância da compressão entre os fragmentos fraturados foi observada por Danis, no ano de 1949, que para tanto criou uma placa denominada “Coapteur”, a qual suprimia a movimentação interfragmentária e aumentava a estabilidade da fixação (MICLAU e MARTIN, 1997; UHTHOFF et al., 2006). Isto levou ao conceito atual da consolidação primária e influenciou todos os modelos posteriores de placas (UHTHOFF et al., 2006; IGNA e SCHUSZLER, 2010).

Em 1958, Bagby e Janes descreveram uma placa com orifícios ovais para proporcionar compressão interfragmentária durante o aperto do parafuso, que foi a origem para a Placa de Compressão Dinâmica (DCP) (IGNA e SCHUSZLER, 2010). Apesar das vantagens da DCP, há também desvantagens, tais como união atrasada e perda óssea cortical, que induziram o desenvolvimento de um novo modelo, ou seja, a Placa de Compressão Dinâmica de Contato Limitado (LC-DCP) (UHTHOFF et al., 2006; IGNA e SCHUSZLER, 2010). Na LC-DCP a superfície inferior da placa não é lisa como a DCP, mas tem cortes que proporcionam um contato mais limitado à superfície óssea, o que reduz a interferência da placa com a perfusão cortical e, conseqüentemente, com a porosidade cortical (MICLAU e MARTIN, 1997; UHTHOFF et al., 2006; IGNA e SCHUSZLER, 2010). Entretanto, alguns autores afirmam não haver prova que a LC-DCP realmente reduza a porosidade óssea ou que a porosidade seja reversível, visto os resultados de outros experimentos não associados ao grupo AO (UHTHOFF et al., 2006). Os princípios básicos da fixação interna aplicando tanto a DCP como a LC-DCP são redução anatômica e direta e fixação interna estável da fratura, o que requer pré-contorno da placa (IGNA e SCHUSZLER, 2010).

Com o conceito de técnicas cirúrgicas de “fixação biológica” ou de preservação do suprimento sanguíneo, novos desenhos de implantes foram desenvolvidos para melhorar as taxas de união óssea, diminuir a necessidade de enxerto ósseo e diminuir a incidência de complicações como infecção e refratura (MICLAU e MARTIN, 1997).

A principal característica dessas novas modalidades de implantes é reduzir a interferência com o suprimento sanguíneo e melhorar o ambiente para a consolidação, já que a placa não precisa estar em contato com o osso (WAGNER, 2003; BOUDRIEAU, 2010b). Segundo vários estudos, o uso da Osteossíntese com placa Percutâneas Minimamente Invasivas (MIPO) permite uma consolidação mais rápida que as placas convencionais, com redução da dor pós-operatória devido a uma incisão cutânea limitada e à menor manipulação dos segmentos ósseos (MILLER e GOSWAMI, 2007; IGNA e SCHUSZLER, 2010).

Mais recentemente foi desenvolvida a Placa de Compressão Bloqueada (LCP), também denominada de fixador interno bloqueado, que consiste de um sistema de placa e parafusos, no qual os parafusos são bloqueados na placa (IGNA e SCHUSZLER, 2010). O primeiro ancestral da LCP foi o fixador monocortical de Carl Hansman em 1886, depois foi o Sistema Litos em 1974, seguido do Sistema Zespol em 1982 (SCHÜTZ e SÜDKAMP, 2003; BARTONÍČEK, 2010; CRONIER et al., 2010; JOHNSON, 2010). Já a partir do ano 1995, o conceito de “fixadores internos bloqueados” começou a adquirir importância na ortopedia, sendo Patrick Süerer responsável pelo desenvolvimento do Sistema Surfix®, simultaneamente com Slobodan Tepic, que iniciou o conceito e modelo original do PC-Fix®, no Instituto de Pesquisa da AO (Associação para o estudo da fixação interna) (PERREN e BUCHANAN, 1995; BOUDRIEAU, 2010c; CRONIER et al.; 2010). A primeira versão desses fixadores, que visavam estabilidade angular e consolidação secundária, foi o fixador de ponto de contacto (PC-Fix) desenvolvido em 2005, seguido pelo Sistema de estabilização menos invasivo (LISS), o qual foi desenvolvido para reparar fraturas metafisárias (SCHUTZ e SUDKAMP, 2003; SOMMER, 2006; CRONIER et al., 2010). Posteriormente com aperfeiçoamentos do PC-Fix é que se desenvolveu a placas de compressão com todas as suas versões (SCHÜTZ e SÜDKAMP, 2003; KUBIAK et al., 2006; BOUDRIEAU, 2010c; CRONIER et al., 2010). O emprego da LCP com uma técnica MIPO melhora a formação do calo ósseo (MILLER e GOSWAMI, 2007).

2.2 Placas Bloqueadas

As placas bloqueadas e os parafusos bloqueados são confeccionados em aço inoxidável ou liga de titânio, que são considerados materiais biocompatíveis (MILLER e GOSWAMI, 2007).

As placas bloqueadas são menos rígidas que as convencionais, por isso se obtém uma consolidação secundária (CRONIER et al., 2010). Entre as vantagens das placas bloqueadas são citadas: a melhora da estabilidade angular devido ao parafuso de cabeça bloqueada; o contorno preciso da placa não é necessário, considerando-se especialmente na diáfise; menor dano ao perióstio e suprimento sanguíneo desde que nenhum contato entre o implante e o osso é necessário; mais opções e maior versatilidade no manejo de fraturas (WAGNER, 2003; SOMMER 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007; CRONIER et al., 2010). As forças são transmitidas do osso ao fixador através da conexão rosqueada placa-parafuso (WAGNER, 2003). Com parafusos de cabeça bloqueada há menos risco de afrouxamento quando comparado aos parafusos convencionais (MILLER e GOSWAMI, 2007; VANNINI, 2010). Por isso os parafusos bloqueados são preferidos em ossos osteoporóticos, visto não haver perda primária da redução se a placa não for adequadamente contornada, além de promover uma melhor estabilidade em ossos de qualidade ruim (WAGNER, 2003; MILLER e GOSWAMI, 2007).

As placas bloqueadas têm sido indicadas em fraturas com segmentos metafisários curtos, fraturas tratadas com fixação biológica e na estabilização de fraturas osteoporóticas (KUBIAK et al., 2006; VANNINI, 2010). Além disso, essas placas combinam os benefícios fisiológicos de uma fixação esquelética externa com o benefício do manejo pós-operatório de uma fixação interna (VANNINI, 2010). Embora não existam contra-indicações para o uso de placas bloqueadas, há situações em que esses implantes são desnecessários, como por exemplo, em osso de boa qualidade como em fratura diafisária simples que requer compressão, em fraturas em que o local anatômico não é indicado a aplicação percutânea, e fraturas do coxal e acetábulo (KUBIAK et al., 2006).

Por sua vez, Cronier et al. (2010) afirmaram que pelo fato da osteossíntese por placa bloqueada ser mais elástica e promover consolidação

com calo ósseo, a utilização poderia ser contra-indicada em casos de ossos necrosados ou desvascularizados.

Conforme Cronier et al. (2010), há duas categorias de placas bloqueadas: placas bloqueadas de ângulo fixo e placas bloqueadas de ângulo variável, sendo que na última o parafuso pode ser bloqueado dentro de um cone com um ângulo de 1 a 15°. A forma de bloqueio do parafuso na placa também varia, ou seja, a cabeça do parafuso pode ser bloqueada por uma contraporca rosqueada ou a cabeça do parafuso é rosqueada e se fixa dentro da placa ou dentro de um adaptador. Os parafusos podem ser monocorticais, se penetram apenas uma cortical óssea, ou bicorticais, quando penetram ambas as corticais (MILLER e GOSWAMI, 2007). Na LCP de orifícios combinado precisa se tomar cuidado para não inserir o parafuso em ângulo acima de 5°, porque pode ocorrer significativo enfraquecimento da estabilidade (KAAB et al., 2004).

Para os pequenos animais há atualmente no comércio diversos tipos de placas bloqueadas, incluindo: No Contact Plate, String of Pearls, ALPS, Fixin e Locking Compression Plate da Synthes (BOUDRIEAU, 2010b; JOHNSON, 2010; VANNINI, 2010). Vários fatores podem influenciar na estabilidade e no rendimento de um sistema bloqueado: modelo e dimensão do parafuso, estabilidade no bloqueio da cabeça do parafuso na placa, assim como o número, colocação (monocortical versus bicortical) e orientação dos parafusos (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; VANNINI, 2010).

Ao se comparar os parafusos bloqueados com os convencionais, segundo Cronier et al. (2010), entre as vantagens do primeiro seriam: a maior resistência às forças de cisalhamento, que é exercida no comprimento inteiro do parafuso; apresenta efeito monobloco em que todos os parafusos são forçados ao mesmo tempo; a colocação bicortical não seria mandatória porque não há força de arrancamento. Por sua vez, Miller e Goswami (2007) afirmaram que os parafusos monocorticais trabalham bem em osso saudável, mas são altamente desvantajosos em ossos osteoporóticos por causa da diminuição do comprimento de trabalho do parafuso, proporcionando menor resistência ao torque. Além disso, o uso de um parafuso monocortical com comprimento que exceda o diâmetro do osso também pode ser destrutivo, porque haverá contato

ao córtex oposto antes da cabeça do parafuso engajar-se com o buraco rosqueado.

Segundo Szypryt e Forward (2009), como não há compressão da placa no osso, as forças do osso para o sistema ocorrem através do colo dos parafusos, que por essa razão possuem uma geometria diferente do parafuso cortical correspondente, tais como: cabeça cônica mais que hemisférica; um diâmetro do núcleo aumentado dando muito maior força em flexão (200%) do que cisalhamento (100%); eixo levemente maior que o orifício do parafuso e cônico para produzir pré-carga radial e assim prevenir a reabsorção óssea e reduzir o micromovimento. Além disso, diferente da placa tradicional, que falha por afrouxamento sequencial dos parafusos, nos implantes bloqueados há uma falha catastrófica súbita resultando em quebra da placa ou parafuso.

Quanto ao posicionamento dos parafusos, aqueles em diferentes direções proporcionam maior resistência ao arrancamento do que os paralelos, sendo isso particularmente importante no ombro onde a qualidade do osso é ruim (CRONIER et al., 2010).

Na LCP com orifício combinado há um orifício DCU (unidade de compressão dinâmica) para parafusos convencionais e um orifício rosqueado para os parafusos com cabeça bloqueada (SOMMER 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007). Também possuem um “orifício arredondado” em uma ou mais posições, para reduzir o grau de angulação e para impedir que seja aplicada a compressão. O parafuso da cabeça bloqueada (LHS) para essa placa apresenta-se de duas formas: “LHS auto-rosqueante” com sulcos de trefinação, que requer pré-perfuração e medida precisa de comprimento do parafuso, sendo bi ou monocortical; e o “LHS auto-perfurante e auto-rosqueante”, tem o mesmo desenho, mas com a adição de uma ponta afiada de broca, sendo apenas para uso monocortical (SOMMER 2006).

A LCP com orifícios combinados pode ser aplicada de três maneiras: como placa de osteossíntese convencional, que proporciona absoluta estabilidade; como fixador interno “puro”, promovendo estabilidade relativa (técnica em ponte); ou de forma combinada, em que ambas as técnicas são aplicadas (princípios biomecânicos de compressão e de ponte) (WAGNER, 2003; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; SOMMER, 2006; MILLER e GOSWAMI,

2007). A combinação de técnica não significa combinação de diferentes tipos de parafusos (SOMMER, 2006). A escolha de como será usada a LCP requer um correto planejamento pré-operatório e conhecimento da biomecânica, além de depender da qualidade óssea, situação da fratura, região anatômica e preferência do cirurgião (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; SOMMER, 2006). Segundo Wagner (2003), o comportamento mecânico de uma placa em ponte com parafusos bloqueados pode ser comparado ao de um fixador externo. Isto significa que precisa ser selecionada uma placa forte e deve ser deixado um comprimento suficiente de placa livre no local da fratura.

Se a LCP com orifícios combinados é aplicada como placa compressiva, a técnica é similar ao método convencional, usando os mesmos instrumentos (WAGNER, 2003). A compressão axial pode ser obtida inserindo o parafuso com o uso de um guia de perfuração excêntrica ou com a aplicação de parafuso interfragmentar (SOMMER, 2006). Como fixador interno, a placa pode ser inserida usando técnicas de osteossíntese percutâneas minimamente invasivas (MIPO) (PERREN, 2002; WAGNER, 2003). No método combinado é indicada uma redução fechada e são utilizados parafusos convencionais interfragmentares tão bem quantos os bloqueados (SOMMER, 2006).

A ancoragem do parafuso nos fragmentos proximal e distal ao foco de fratura permanece ainda um fator importante, porém o número de parafusos deve ser determinado conforme o caso, com um mínimo de dois parafusos monocorticais em cada fragmento principal (NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006). Cronier et al. (2010) citaram que na região diafisária de pacientes humanos, três ou quatro parafusos bloqueados são suficientes, sendo que o quarto parafuso tem pouco efeito na estabilidade axial, mas melhora a estabilidade em torção. Além disso, alguns orifícios devem ser deixados sem parafusos para reduzir a tensão, porém deve-se escolher um implante longo. Com um aumento do comprimento da placa, uma maior flexibilidade é tolerada (MILLER e GOSWAMI, 2007).

Conforme Niemeyer e Südkamp (2006), o comprimento da placa LCP pode ser determinado pela amplitude da placa e a densidade do parafuso, sendo que a amplitude da placa é o quociente do comprimento da placa dividido pelo comprimento da fratura. Esse quociente deve ser mais que

2 a 3 para fraturas cominutivas e mais alto que 8 a 10 no caso de fraturas simples. O aumento do comprimento da placa aumenta apenas a rigidez axial e não tem efeito na rigidez de torção, porém o aumento da distância placa-osso diminui a rigidez axial e de torção (KUBIAK et al., 2006).

Por sua vez, Wagner (2003) afirmou que, em pacientes humanos, o uso de parafusos monocorticais bloqueados é suficiente para ossos de boa qualidade, porém no mínimo três devem ser inseridos em ambos os lados da fratura, em casos de emprego da placa com função de ponte. Além disso, deve-se evitar concentração de estresse no local da fratura. A distribuição da tensão pode ser obtida mantendo-se 2 ou 3 orifícios da placa sem parafusos na zona de fratura. Em ossos osteoporóticos são recomendados os parafusos de cabeça bloqueada, com no mínimo três parafusos em cada fragmento da fratura, do qual no mínimo um precisa ser inserido bicortical.

Segundo Kubiak et al. (2006), quando a LCP é usada no modo de ponte, a pré-dinamização ocorre quando no mínimo dois orifícios são mantidos vazios no foco de fratura. Isto diminui o comprimento de trabalho da placa e diminui o estresse interno da placa.

As placas bloqueadas podem falhar quando cargas fisiológicas estão além dos parâmetros do desenho-placa, o parafuso pode falhar quando as roscas do parafuso e as roscas da placa não estão colineares ou quando insuficiente torque é usado para engajar as roscas do parafuso dentro das roscas da placa, e os parafusos podem quebrar ou desengajar da placa quando submetidas à excessiva carga cíclica (KUBIAK et al., 2006). Entre as complicações consideradas no uso da LCP com orifício combinado são referidos: a necessidade do alinhamento correto dos fragmentos ósseos antes de colocar a placa; a placa precisa ser posicionada de forma que os parafusos fiquem centrados no espaço intramedular, se não os parafusos do final da placa não terão adequado agarre ósseo e falharão; especialmente com implantes de titânio pode haver um bloqueio permanente do parafuso, que pode requerer a secção da placa para a sua remoção (JOHNSON, 2010).

2.3 Estudos *in vitro*

Por meio de estudos *in vitro* e por análise de elementos finitos, Stoffel et al. (2003) avaliaram como a LCP de titânio com 8 ou 12 orifícios (4.5 mm), aplicada como fixador interno, com distancia de 2 ou 6 mm do osso, poderia promover estabilidade satisfatória para uso clínico em pacientes humanos. Foram utilizados parafusos monocorticais bloqueados e cilindros de epóxi reforçado com fibra de vidro e preenchido com espuma de poliuretano. A lacuna da fratura foi de 1 a 6 mm. Segundo os resultados, os autores indicaram as seguintes recomendações ao se utilizar a LCP em técnica em ponte e por MIPO: para fraturas das extremidades inferiores aplicar dois ou três parafusos em cada lado da fratura; para fraturas do úmero e antebraço utilizar três ou quatro parafusos por lado, devido às forças rotacionais predominantes nesses ossos; em fraturas simples com pequena lacuna interfragmentária, um ou dois orifícios devem ser omitidos em cada lado da fratura para iniciar a consolidação espontânea; em fraturas com uma grande lacuna, tais como as cominutivas, os parafusos devem ser colocados o mais próximo possível à fratura. Além disso, deve-se manter uma pequena distância entre a placa e o osso e placas longas devem ser usadas para proporcionar suficiente rigidez axial.

A estabilidade da fixação de uma placa T modelo LC palmar foi comparada à placa T palmar convencional e placa T dorsal, por Leung et al. (2003), em um modelo de fratura do rádio distal tipo C2 da AO. Foram utilizados oito antebraços de cadáveres humanos para os testes biomecânicos de transmissão de carga axial no pulso. Os resultados mostraram que sob carga axial de 100N, a placa T modelo LC palmar restaurou a estabilidade comparável aquela do rádio intacto e foi superior as placas T convencional palmar ou dorsal.

Kaab et al. (2004) avaliaram a estabilidade do implante junto com a angularidade da inserção do parafuso, inserindo parafusos bloqueados em um orifício bloqueado ou combinado, respectivamente, em placa PC-Fix e LCP. O desvio do eixo de inserção dos parafusos foi 0° (condição ótima), 5° e 10°. As amostras foram testadas sob carga de cisalhamento ou axial até a falência, com máquina de ensaio mecânico Instron. O parafuso com cabeça bloqueada exibiu alta estabilidade com um moderado desvio axial no ângulo de inserção

de até 5°. No entanto, houve uma diminuição significativa em estabilidade com o aumento do desvio axial (>5°). Os autores sugeriram que na inserção do parafuso deve-se utilizar um guia para promover ótima fixação estável angular, limitando assim o risco de afrouxamento do parafuso.

Aguila et al. (2005) compararam em estudos biomecânicos *in vitro* as placas LCP e LC-DCP, as quais foram aplicadas em 14 pares de fêmures obtidos de cadáveres de cães, usando um modelo de defeito de tamanho crítico (20 mm). Foram realizados estudos não destrutivos de dobramento em quatro pontos e torção, e teste de carga cíclica em torção. As construções foram então avaliadas até a falência em torção. No dobramento médio-lateral e látero-medial não foram observadas diferenças significantes, porém na área do defeito segmentar a construção da LCP foi mais rígida que a da LC-DCP em dobramento látero-medial. Não ocorreram diferenças no comportamento entre as placas durante a carga cíclica. Na falência em rotação interna, a LC-DCP falhou em um ângulo de torção inferior aquele da LCP. Baseado no desempenho similar em carga, os autores concluíram ser a LCP uma boa alternativa para fraturas femorais instáveis em cães.

Gardner et al. (2005) compararam o comportamento mecânico da LCP com a placa de compressão dinâmica de contato limitado (LC-DCP), implantadas na superfície anterior de ossos do rádio de cadáveres humanos. A LCP foi aplicada numa falha segmentar de 5 mm, usando três parafusos bloqueados bicorticais perpendiculares em cada fragmento da fratura, deixando dois orifícios centrais vazios. A LC-DCP foi fixada de forma similar no osso contralateral. Sob carga cíclica, seis pares foram testados em dobramento antero-posterior, seis em dobramento médio-lateral e seis em torção. A força para o teste de fadiga cíclica foi 75% da força de ruptura do rádio controle. A LC-DCP falhou significativamente em torção e em dobramento antero-posterior e apresentou maior absorção de energia, sugerindo maior deformação. Movimentos de fratura e medidas de rigidez foram discordantes nos espécimes LC-DCP em torção, mas não com a LCP. De acordo com os autores, como muitos dos outros parâmetros testados não mostraram diferenças, as vantagens clínicas da LCP podem ser sutis e mais experimentos são necessários.

Fulkerson et al. (2006) compararam a estabilidade de várias montagens da LCP em modelo de fratura diafisal cominutiva em ulna sintética, em ensaio cíclico de carga axial e dobramento em três pontos. Foram usados parafusos bloqueados monocortical ou bicortical, além de variar a distância placa-osso. Os parafusos bicorticais bloqueados com mínimo deslocamento da superfície óssea proporcionaram a montagem mais estável. Por outro lado aumentando a distância da placa da superfície e o uso de parafusos monocorticais levou a falha precoce, sendo este último não recomendado, segundo os autores, em osso osteoporótico.

Ahmad et al. (2007) investigaram *in vitro* a estabilidade mecânica da LCP aplicada em fratura diafisária induzida em ossos sintéticos do úmero, aumentando a distância entre a placa e o osso e comparando com o controle, ou seja, fixação DCP. A fratura foi fixada com uma lacuna de osteotomia de 10 mm para simular uma fratura cominutiva. Foram usados testes estáticos e dinâmicos em compressão e torção. Resultados comparáveis foram obtidos em ambas as construções - DCP e LCP - quando a placa foi aplicada em uma distância mínima de 2 mm do osso. Ao ser aplicada a 5 mm do osso, a LCP apresentou deformação plástica aumentada durante a compressão cíclica e requereu cargas mais baixas para induzir a falha da construção. Desta forma, os autores recomendaram que a placa seja posicionada a 2mm ou menos do osso, de forma a manter o suprimento sanguíneo periosteal, mas também permitir uma ambiente estável mecanicamente.

Roberts et al. (2007) avaliaram a LCP em osso artificiais do rádio humano (n=16). Realizou-se uma osteotomia do eixo médio e fixação da placa na superfície volar com as seguintes montagens: três parafusos bicorticais não bloqueados em cada segmento fraturado, três parafusos monocorticais bloqueados em cada segmento fraturado, ou dois parafusos bloqueados monocorticais próximo à fratura e um bicortical não bloqueado ou bloqueado distante da fratura em cada extremidade. Os espécimes foram testados em ensaios não destrutivos de dobramento em quatro pontos e torção. Os autores concluíram que ao substituir os parafusos bloqueados monocorticais com parafusos bicorticais bloqueados ou não bloqueados distantes do foco da fratura houve uma melhora da estabilidade em torção em mais de 50%, sendo esta igual a uma placa não bloqueada padrão. No entanto, a fixação híbrida

com parafusos bicorticais bloqueados nas extremidades apresentou a melhor estabilidade no dobramento antero-posterior.

Snow et al. (2008) empregaram corpos de prova sintéticos (Osso osteoporótico Synbone) que simulam o osso osteoporótico humano, para avaliar as vantagens mecânicas da placa LCP em relação à placa de compressão dinâmica de baixo contato. Os testes de compressão, dobramento em quatro pontos e de torção foram efetuados com uma falha de 1 cm simulando uma fratura cominutiva. Os resultados indicaram que a LCP foi mecanicamente superior no teste de compressão axial.

Kanchanomai et al. (2008) estudaram a falha em fadiga de uma LCP fixada em uma fratura transversa, com 8 mm de lacuna, promovida na diáfise média do fêmur de ossos sintéticos. A placa composta de aço 316 tinha 14 orifícios, tendo sido utilizado 4 parafusos bloqueados. Resina foi usada para estabilizar o espécime e o experimento usou máquina de fadiga sob 25°C de temperatura e 55% de umidade relativa. Para simular a ação da carga máxima do fêmur ao caminhar, o espécime foi submetido à compressão de 0N a 600N sob taxa de carga de 60N/s e seguro a 600N por 15 minutos. Então foi deixado 0N sob 60N/s de taxa de carga. A fratura completa da LCP ocorreu com 42.000 ciclos de carga, o que equivaleria a 8 dias de caminhada em um paciente humano. A rachadura primeiro iniciou no orifício de compressão e após alguns ciclos de carga, uma outra rachadura também iniciou da superfície do orifício bloqueado e então ambas as rachaduras propagaram dentro da LCP. Desta forma, a total carga ao caminhar não deve ser permitida a um paciente com esse tipo de fratura.

Amato et al., (2008) compararam a precisão de redução e as características biomecânicas de osteotomias acetabulares estabilizadas com placas bloqueadas (uniLOCK) usando parafusos bloqueados (monocorticais) ou padrões (sem bloqueio e bicorticais). Para tanto, foi usado 10 pares de hemipélvis de cães. As montagens foram testadas em fadiga seguida por testes destrutivos agudos. Nenhuma diferença foi encontrada com relação à congruência articular, deslocamento da lacuna de fratura após a carga cíclica, rigidez da construção ou carga para a falência. Sendo assim, os autores

concluíram não haver vantagens no uso da placa bloqueada com parafuso monocortical.

A rigidez e a força da fixação de uma placa aplicada em ponte foram analisadas, por Fitzpatrick et al., (2009), ao empregar placa bloqueada com parafusos uni ou bicorticais. Foi usado um modelo sintético de diáfise femoral osteoporótica, em quatro montagens: placa convencional não bloqueada, LCP com parafusos bicorticais, LCP com parafusos unicorticais, e placa bloqueada de forma mista, que combinava parafusos bloqueados uni e bicorticais. Foi induzida uma lacuna de fratura de 10 mm. As configurações foram testadas em carga dinâmica progressiva até a falência em torção, compressão axial e dobramento para determinar a rigidez da construção, força e modo de falência. Cinco espécimes foram testados em cada modo de carga e configuração do implante. Para todas as configurações, uma placa de 11 furos foi aplicada com parafusos de 4,5 mm posicionados no primeiro, terceiro e quinto orifícios da placa. Em torção e dobramento, as construções bloqueadas proporcionaram força e rigidez significativamente mais baixas do que a construção convencional. A construção bloqueada unicortical foi 60% mais fraca em torção que a construção convencional, mas sua força em torção melhorou 73% pelo acréscimo de um parafuso bloqueado bicortical. Em compressão axial, a rigidez da construção variou menos de 10% entre os quatro grupos. No entanto, as construções bloqueadas bicorticais e mistas proporcionaram aumento em força de 12% e 11%, respectivamente, comparado à construção convencional. Os autores concluíram que a placa bloqueada em diáfise de osso osteoporótico pode melhorar a força da fixação sobre carga axial, mas pode reduzir a força da fixação em dobramento e torção, quando comparado à placa convencional. Foi recomendado o acréscimo de um parafuso bloqueado bicortical em uma construção unicortical para melhorar a força de torção.

Zehnder et al. (2009) investigaram a orientação do parafuso e o uso de parafuso bloqueado na estabilidade da construção placa-parafuso em um modelo de osso severamente osteoporótico. Nos Grupos 1, 2 e 3 foram usadas placas DCP e no Grupo 4 a LCP. No Grupo 1 os parafusos estavam perpendiculares, no Grupo 2 estavam em 30° de inclinação e convergentes, no

Grupo 3 um perpendicular e o outro em 30° de inclinação, no Grupo 4 bloqueados e perpendiculares. As placas constituíam-se de 3,5 mm e seis furos. Os grupos com 10 espécimes cada foram testados em dobramento ao ponto de falência. Foram avaliadas a rigidez, a carga inicial de falha e a carga máxima tolerada. Os espécimes foram inspecionados após a carga e em todos a falência ocorreu pelo arrancar do parafuso, não tendo ocorrido quebra da placa ou parafuso. Todos os grupos demonstraram evidência de falha em cargas similares, mas o grupo bloqueado foi capaz de tolerar mais carga. Todos os grupos não bloqueados demonstraram padrões de falha similares. Nenhuma diferença foi observada com respeito à orientação do parafuso e carga de falha. O Grupo 3 foi significativamente menos rígido que os outros três. Os autores concluíram que o mecanismo de falha é diferente em construções bloqueadas comparado às tradicionais. O benefício da colocação oblíqua do parafuso em ossos saudáveis não é observado em ossos osteoporóticos.

Para estudar se a placa bloqueada pode proporcionar uma estabilidade equivalente a de uma placa convencional em fraturas acetabulares transversas, Mehin et al. (2009) utilizaram cinco pares de acetábulo de cadáveres humanos. Os espécimes foram preparados para simular uma fratura acetabular transversa e fixados cada um com um tipo de placa. Na sequência, cada fixação foi submetida a uma força compressiva cíclica de até 500 ciclos, seguida por uma força compressiva até a falha. Foi também monitorado o movimento tridimensional da fratura. A placa bloqueada foi tão forte quanto à placa convencional com parafuso interfragmentário, sugerindo que a primeira pode melhorar o manejo de fraturas acetabulares com a dispensa do parafuso interfragmentar. Isso se torna particularmente útil em revisões de artroplastia do quadril, em pacientes com descontinuidade pélvica.

Montagens de placas bloqueadas e montagens bloqueadas longe da cortical foram testadas, por Bottlang et al. (2009), em um modelo de placa em ponte na diáfise femoral não-osteoporótica por meio de ensaios de compressão axial, torção e flexão. A montagem bloqueada longe da cortical reduziu significativamente a rigidez axial da construção, porém esse ganho em flexibilidade causou apenas uma redução modesta na força axial e aumentou a

força de torção e flexão. De acordo com os autores, a montagem bloqueada longe da cortical pode ser uma estratégia para aumentar o movimento interfragmentário, de forma a induzir consolidação óssea secundária, mas requer mais testes.

Um novo sistema de fixação foi analisado por Yáñez et al. (2010) para aumentar a rigidez de ossos osteoporóticos, que consistia de uma contraporca de polímero sintético aplicado no final do parafuso após atravessar as duas corticais. Foram testadas 72 montagens em cilindros simulando alto grau de osteoporose nas seguintes construções: LCP com seis parafusos, placa DCP com seis parafusos corticais, DCP com dois sistemas de contraporca ou DCP com seis sistemas de contraporca. Cada grupo de 18 fraturas foi dividido em três subgrupos de seis. O espaço da lacuna da fratura foi de 10 mm. Um subgrupo foi testado sobre dobramento, outro em compressão e o terceiro em torção, todos em carga cíclica. A perda da rigidez foi determinada em cada teste para 1.000 cargas de ciclos, entre 0 e 30.000 ciclos. Apesar da carga, o sistema DCP teve a maior porcentagem de perda em rigidez. A inclusão da contra porca aumentou a rigidez da DCP. Na compressão em carga cíclica a LCP se comportou melhor, porém em dobramento e torção não houve diferença entre DCP com seis sistemas de contraporca e a LCP.

2.4 Resultados de Aplicações Clínicas

Sommer et al. (2003) realizaram um estudo multicêntrico aplicando a LCP em 144 pacientes humanos com fraturas, sendo 57 em tíbia, 45 no úmero, 19 no rádio e 18 em fêmur. Após um ano, foram reavaliados 127 pacientes totalizando 151 fraturas (88%). Em 130 fraturas a consolidação ocorreu dentro do período esperado e sem complicações ou deslocamento secundário. Em 19 pacientes foram detectadas 27 complicações não esperadas: cinco afrouxamentos do implante, quatro falências da placa, uma não-união, cinco fraturas secundárias adjacentes ao implante e duas infecções. Como as complicações se deveram a erros técnicos de aplicação, os autores concluíram que é essencial o bom conhecimento da biomecânica assim como também o planejamento pré-operatório. Sendo assim, a técnica de compressão

deve ser aplicada em fraturas articulares e metafisárias ou diafisárias simples; a técnica em ponte para fraturas multifragmentares diafisárias ou metafisárias; e a combinação delas apenas em raras situações. O emprego de parafusos interfragmentários inseridos em uma zona de fratura em ponte, interfere com o micromovimento que promove consolidação e pode levar ao atraso ou não-união.

Ao analisarem quatro casos de complicações associadas com a aplicação da placa LCP em pacientes humanos, Sommer et al. (2004) afirmaram que: a placa de reconstrução LCP não deve ser usada como placa em ponte, especialmente em pacientes com pobre estoque ósseo biológico; quando usar a placa em ponte, dois ou três orifícios da placa no local de fratura devem ser mantidos vazios permitindo mais flexibilidade promovendo consolidação óssea secundária, além de evitar o risco de quebra da placa pela redução da concentração de estresse; em fraturas epimetáfisárias de ossos osteopênicos deve-se usar um maior número de parafusos e com aplicação bicortical; a fixação monocortical é insuficiente em ossos osteopênicos como o úmero que recebem carga em torque.

No estudo feito por Bjorkenheim et al. (2004) se utilizou a placa LCP tipo Philos, em 72 pacientes humanos com fratura de úmero proximal. Após um seguimento de um ano, se observaram as seguintes complicações: duas não consolidações, três casos de necrose avascular da cabeça umeral, e duas falhas do implante devido a erro técnico. Conforme os autores, a placa foi fácil de aplicar, não precisou ser configurada e a fixação angular do parafuso assegurou uma estabilização de ângulo fixo, o que a torna adequada em pacientes idosos com osso osteoporótico.

Voss et al. (2004) utilizaram o sistema de placa bloqueada 2.0/2.4 mm de titânio (ComPact Unilock), com função de ponte, em 13 animais (10 gatos e três cães) com instabilidade intertarsal dorsal, dorsomedial e dorsolateral ou instabilidade tarsometatarsial. A cartilagem articular foi mantida intacta. Os implantes foram removidos de três pacientes. O êxito clínico foi considerado de bom a excelente em 12 dos animais e moderado em um gato. Estreitamento do espaço articular ou fusão articular ocorreu em três casos. A quebra do parafuso em um gato e um cão não afetou a estabilidade das articulações envolvidas. Segundo os autores, a técnica descrita é considerada

simples e menos invasiva que a artrodese parcial e os resultados sugerem como sendo uma alternativa a artrodese parcial. A remoção precoce do implante pode possivelmente prevenir o dano à cartilagem e à fusão articular devido à imobilização prolongada.

Um cão Bernese da montanha de seis meses de idade foi tratado, por Schwandt e Montavon (2005), com a placa LCP de 3,5mm tanto em uma fratura cominutiva do terço distal do rádio-ulna direito como em outra em espiral do terço proximal da tíbia-fíbula direita. A fratura da tíbia direita teve que ser refeita com uma calha intramedular de 4,5 mm e uma nova placa LCP de 3,5 mm, devido à quebra da fixação dois dias após a cirurgia.

Segundo os autores, a quebra ocorreu porque a placa não foi forte o suficiente para sustentar a função de ponte e, portanto, sugerem que em animais com fraturas cominutivas esse tipo de placa requer a colocação adicional de uma haste ou o uso de placa-dupla.

O sistema de placa bloqueada 2.0/2.4 mm de titânio (ComPact Unilock) foi aplicado em 6 cães e 3 gatos, por Keller et al. (2005). O desenho da placa permitiu a inserção de parafusos bloqueados, parafusos corticais não bloqueados ou combinação de ambos, e todos os parafusos foram auto-roscantes. Foram incluídas fraturas em ossos longos, fraturas e instabilidades da espinha cervical, e casos de instabilidade articular e luxações. O sistema permitiu a fixação interna estável de fraturas em ossos longos em cães e gatos pequenos e a fixação de ossos pequenos de cães grandes. Fraturas cervicais e instabilidades foram estabilizadas com sucesso usando duas placas e parafusos monocorticais. Além disso, as placas permaneceram como tala interna permanente ou temporária de articulações permitindo cicatrização de ligamentos injuriados e restauração da estabilidade articular.

Voss et al. (2009) realizaram estudo retrospectivo de fraturas dos ossos longos (44 reparo primário e 22 revisões) estabilizadas com o sistema de placa bloqueada de mandíbula (Unilock), em 30 cães e 37 gatos. Duas placas foram aplicadas em 17 fraturas e uma única placa em outras 49 fraturas. A avaliação radiográfica variou de 4 a 109 semanas. Complicações foram detectadas em 12 animais e 13 fraturas (19,7%), sendo sete correspondentes a 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 (osteoartrite, redução inadequada, irritação da pele sobre a placa). A falha da fixação ocorreu em sete fraturas (10,6%). Os casos com uma única placa em que houve falha da fixação se deveram ao uso de parafusos mais finos em relação ao diâmetro do osso e com mais parafusos em um fragmento principal.

OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

O trabalho teve por objetivos avaliar:

- a placa S.P.S. Free-Block em dois ensaios mecânicos (compressão axial e flexão em quatro pontos), com os parafusos bloqueados de forma monocortical em 90° e monocortical angulado em 20°, utilizando modelo sintético de falha segmentar;
- determinar a influência da orientação do parafuso monocortical bloqueado na resistência mecânica da montagem.

MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Material Empregado

A metodologia adotada no presente trabalho foi aprovada pela Câmara de Ética em Experimentação Animal da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia da Universidade Estadual Paulista (Unesp) – Botucatu (protocolo n.º. 59/2010-CEUA).

Foram utilizados 40 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 40 placas de aço inoxidável S.P.S. Free-Block² de 3,5 mm (90 mm de comprimento, 10 mm de largura, 3,2 mm de espessura), compostas de 7 furos, sendo 2 DCP e 5 Bloqueados (Figura 1). 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- dois parafusos unicorticais bloqueados em cada lado; Grupo 2- dois parafusos unicorticais bloqueados angulados em 20° em cada lado. Nos dois grupos foi utilizado um parafuso convencional bicortical em cada lado da falha segmentar, aplicado em posição neutra. Além disso, o orifício do parafuso bloqueado situado no centro da placa entre os orifícios DCP foi mantido livre, visto localizar-se na área da falha segmentar (Figura 2).

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

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

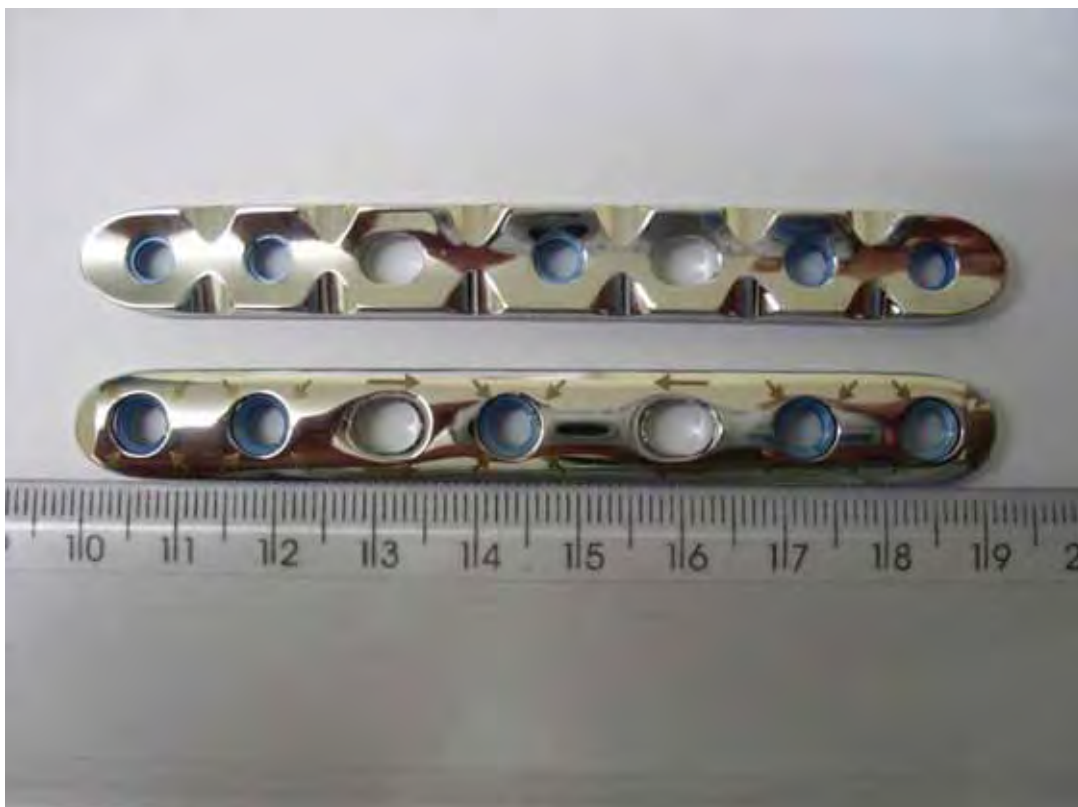


Figura 1 - Placa de aço inoxidável S.P.S. Free-Block composta de 7 furos, sendo 2 DCP e 5 Bloqueados.

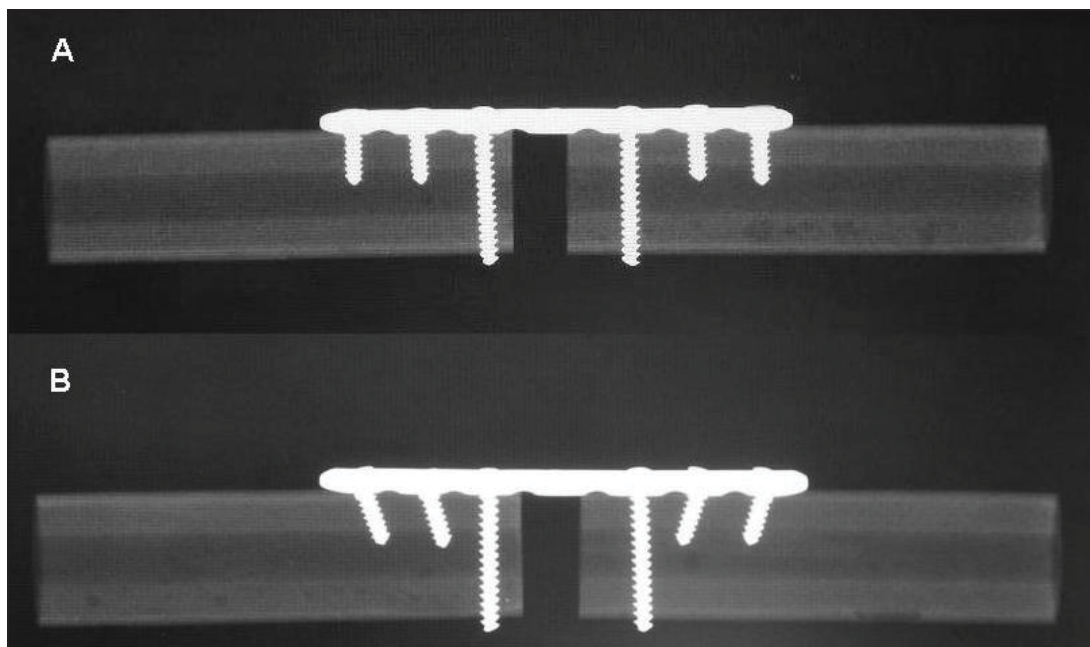


Figura 2 – Ilustração das montagens: (A) Grupo 1 com quatro parafusos monocorticais bloqueados sem angulação, (B) Grupo 2 com quatro parafusos monocorticais bloqueados inclinados em 20°. Em ambos os grupos foram inseridos dois parafusos DCP em posição neutra.

4.2 Montagem das Construções

As duas porções do corpo de prova foram fixadas em uma morsa de forma equitativa, mantendo o espaço da falha segmentar por meio de um cilindro de madeira de 10 mm de comprimento, no qual a placa foi centralizada.

Os parafusos dos orifícios DCP foram aplicados rotineiramente em posição neutra. Após perfuração com broca de 2 mm de diâmetro, os orifícios foram macheados (macho de 3,5 mm) para a colocação dos parafusos de maneira bicortical. Os dois parafusos corticais de 3,5 mm de diâmetro e 30 mm de comprimento foram fixados em cada fragmento. Para aplicação dos parafusos monocorticais bloqueados (3,5 mm de diâmetro e 14 mm de comprimento) foi utilizada uma broca de 2,5 mm de diâmetro e um guia específico para perfuração (2,8 mm) posicionado no anel de bloqueio. No Grupo 1 o guia foi posicionado a 90° ao eixo mecânico do corpo de prova, e no Grupo 2 este foi posicionado com 20° angulação ao eixo mecânico e em direção à falha segmentar, com o emprego do guia e goniômetro universal. Por serem parafusos auto-rosqueantes não foi necessário o emprego de macho. As cabeças desses parafusos ficaram bloqueadas aos anéis de bloqueio.

Todos os parafusos foram inseridos e fixados por um único investigador com o uso de um 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. O torque de aperto final foi de aproximadamente 1 Nm para os parafusos DCP e 2 Nm para os parafusos bloqueados.

4.3 Ensaio Mecânicos

Os ensaios mecânicos foram efetuados no Laboratório de Ensaio Mecânicos e Metalográficos do Instituto de Pesquisa e Acompanhamento Clínico Ltda., obedecendo às 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 Ensaios Estáticos

Em cada grupo, seis montagens foram testadas até a falha, três em flexão e três em compressão, para determinar as cargas de teste. Os ensaios mecânicos foram realizados em temperatura ambiente média de 23,6°C, usando 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 finalizados quando as construções avaliadas falharam ou quando não suportaram mais o carregamento aplicado, indicado pela queda do gráfico *carga x deslocamento* (Figura 3).

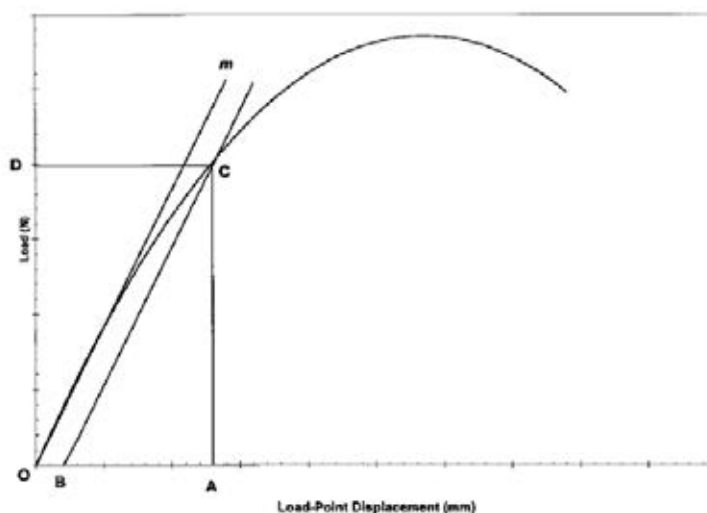


Figura 3 – Diagrama ilustrando o método para determinar as propriedades mecânicas da placa óssea (fonte: ASTM F382-99(2008)). Ponto “C” limite de escoamento elástico da montagem.

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

4.3.1.1 Ensaio de Flexão com Apoio em Quatro Pontos

Para as provas de flexão foi aplicada uma 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 170 mm de distância para os roletes de apoio (Figura 4). A célula de carga tinha capacidade de 10 kN, com roletes de apoio e de aplicação de carga de 10 mm de diâmetro e velocidade do ensaio de 5 mm/minuto. Uma pré-carga de 1,5N foi utilizada para manter o corpo de prova em posição. A face da placa foi mantida paralela ao suporte de apoio do ensaio.

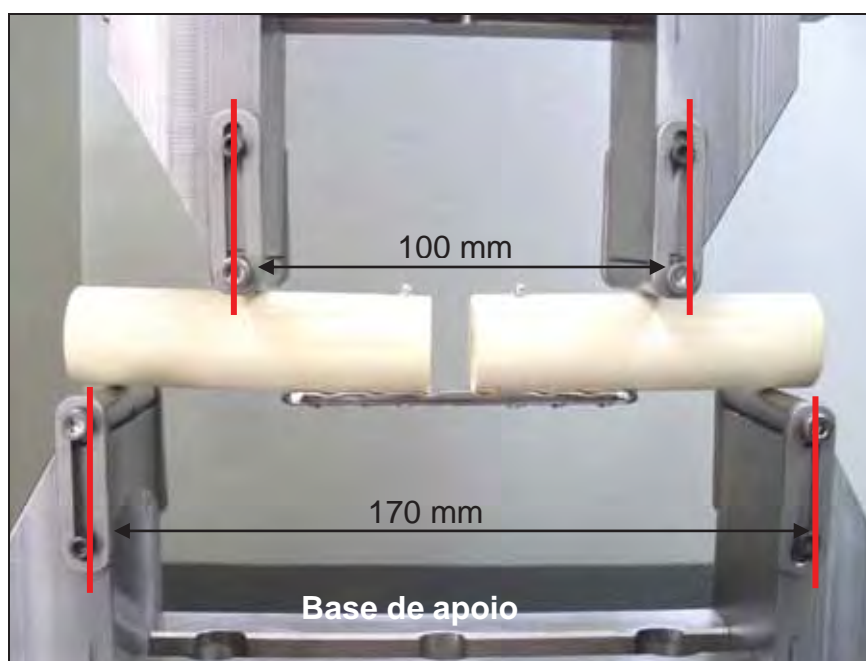


Figura 4 - Montagem do ensaio de flexão com apoio em quatro pontos. Observe a disposição dos roletes.

4.3.1.2 Ensaio de Compressão Axial

Para o ensaio de compressão axial foi utilizada célula de carga com capacidade de 2 kN (Figura 5). A velocidade do ensaio foi de 5 mm/minuto, com roletes aplicadores de carga com 10 mm diâmetro, e distância entre rolete e placa de 12 mm . Para manter o corpo de prova em posição aplicou-se uma pré-carga de 1,5 N.



Figura 5 – Montagem do ensaio de compressão.

4.3.2 Ensaio de Fadiga

Em cada grupo, 14 montagens foram testadas até a falência, sete em flexão e sete em compressão. A falha por fadiga foi definida como a quebra da placa ou soltura dos parafusos nos corpos de prova. As provas foram suspensas depois de 1.000.000 ciclos, no caso das construções ainda não terem falhado.

Todos os ensaios foram efetuados em temperatura ambiente, com média de 22,4 °C.

4.3.2.1 Ensaio de Flexão com Apoio em Quatro Pontos

O ensaio foi realizado em equipamento Brasválvulas BME 5 120/AT MNB com capacidade para 5 kN, utilizando célula de carga de 1 kN. Foram aplicadas cargas sob controle com razão entre cargas de 0,1, variando de 31,8 até 318 N, com uma frequência de 5 Hz.

4.3.2.2 Ensaio em Compressão Axial

O ensaio foi efetuado em equipamento LEMM MFE 800 com capacidade para 8 kN, usando célula de carga de 5 kN. Foram aplicadas cargas sob controle, com razão entre cargas de 0,1, variando de 34,7 até 347 N com uma frequência de 5 Hz.

Para os ensaios estáticos em flexão e compressão foram analisadas as deflexões (deslocamento em mm) e a rigidez na flexão – K (força em N/m). Calculou-se a rigidez de cada construção por meio de uma curva (força versus deslocamento). E para os ensaios em fadiga se analisaram às forças e momentos máximos, junto com os ciclos de carga em que as amostras falharam.

4.4 Análise Estatística

Os valores dos ensaios - estático e fadiga - foram submetidos ao teste t de Student para amostras independentes. A variável número de ciclos foi analisada pelo Teste não-paramétrico de Mann-Whitney. Diferenças foram consideradas estatisticamente significantes com $p < 0.05$.

RESULTADOS

5 RESULTADOS

5.1 Ensaio Estáticos

5.1.1 Compressão Axial

Para cada teste de compressão axial, os dados de força-deslocamento foram analisados e o momento de escoamento (resistência à compressão) determinado. Foram calculados a média e o desvio padrão de cada grupo (Tabela 1). Pela análise estatística não houve diferença na rigidez das construções ($p > 0,05$) entre os Grupos 1 (parafuso reto) e 2 (parafuso angulado).

Tabela 1 - Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas de compressão axial estática.

Variável	Grupo 1 (Média ± DP)	Grupo 2 (Média ± DP)	Valor de P
K (N/m)	147,10±13,71	151,83±13,98	0,697
F _{máxima} (N)	422,83±16,00	390,40±37,99	0,245
P (N)	346,67±15,28	318,33±20,82	0,130
R (Nm)	4,17±0,15	3,80±0,27	0,106

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

Nas Figuras 6 e 7 estão representados os resultados das curvas força-deslocamento para as amostras dos Grupos 1 e 2, respectivamente. A Figura 8 ilustra os aspectos de todas as montagens antes dos testes. A Figura 9 ilustra os aspectos das montagens de ambos os grupos, após o teste de compressão axial estático. Em ambos os grupos as montagens falharam por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso.

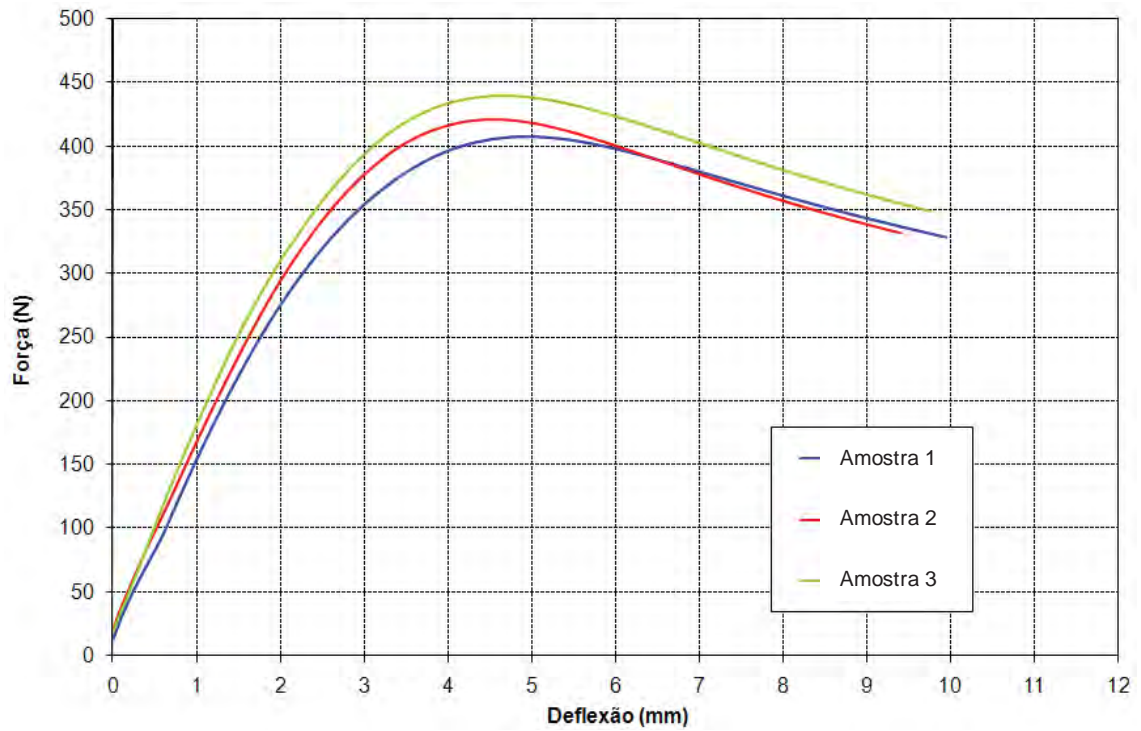


Figura 6 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as amostras do Grupo 1.

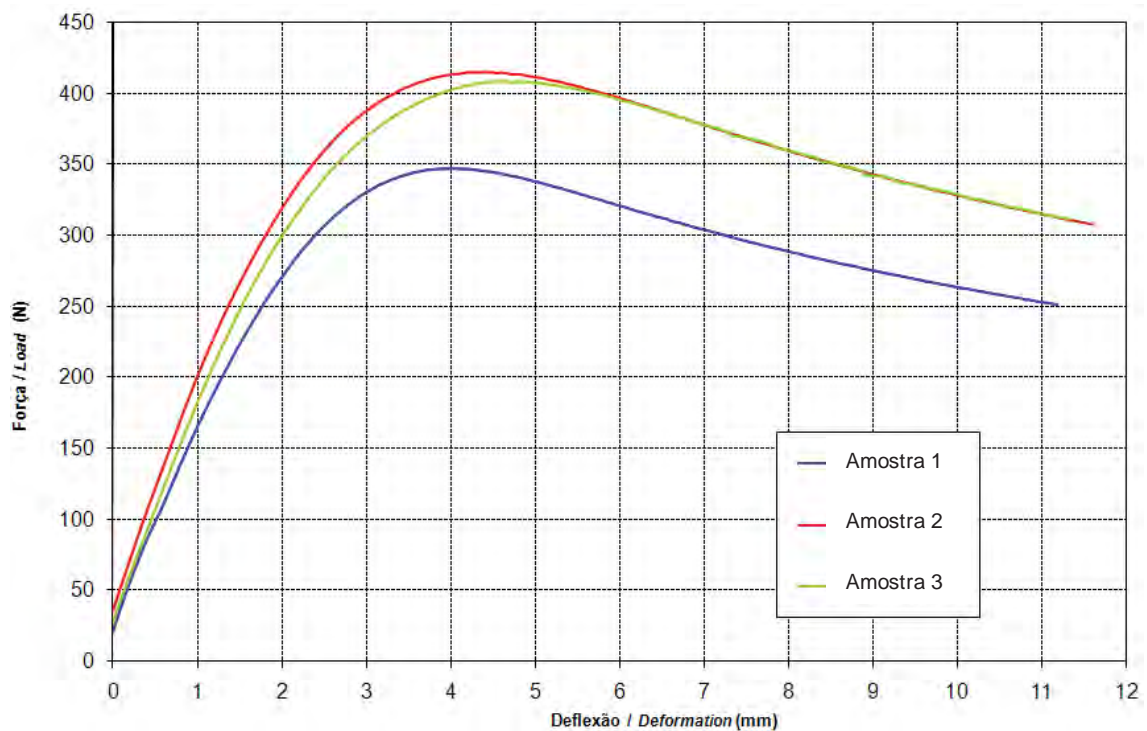


Figura 7 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio de compressão axial estático para as amostras do Grupo 2.



Figura 8 – Aspecto de todas as montagens antes dos testes.

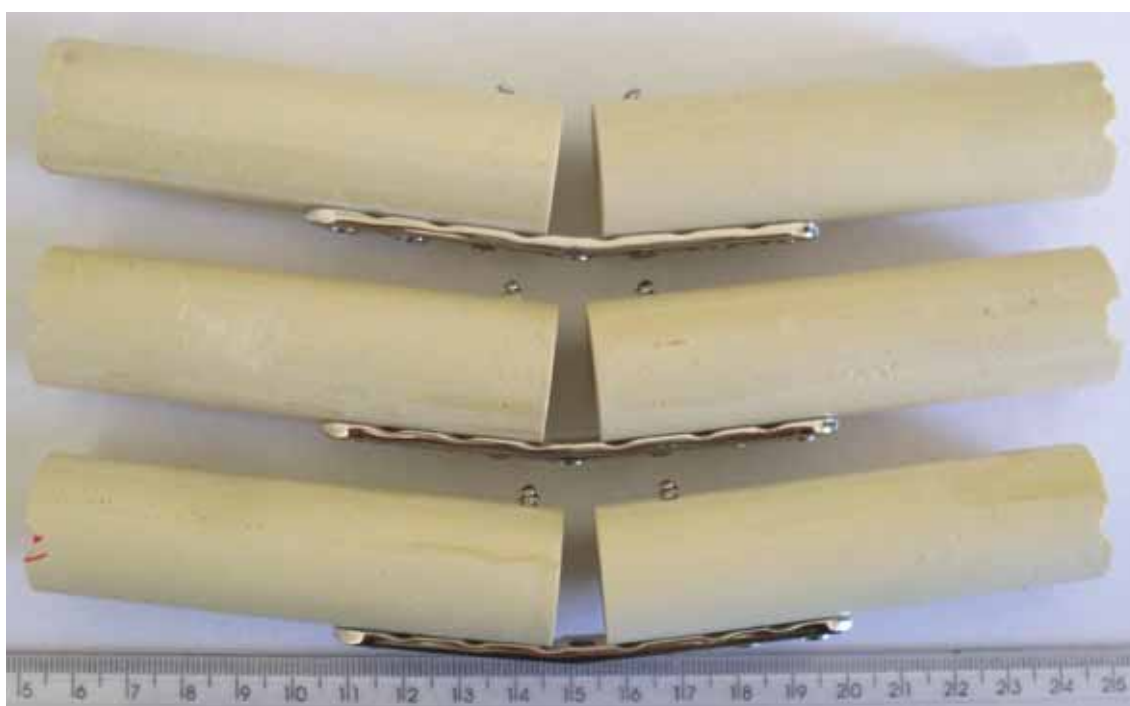


Figura 9 – Aspecto das montagens de ambos os grupos, após o teste de compressão axial estático. Observe o dobramento da placa na área do orifício sem parafuso.

5.1.2 Flexão com Apoio em Quatro Pontos

Para cada teste de flexão em quatro pontos, os dados de força-deslocamento foram analisados 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 houve diferença na rigidez das construções ($p > 0,05$) entre os Grupos 1 e 2 (parafuso angulado).

Tabela 2 - Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas estáticas de flexão em quatro pontos.

Variável	Grupo 1 (Média ± DP)	Grupo 2 (Média ± DP)	Valor de P
K (N/m)	142,67±2,08	149,00±7,21	0,218
Ele (Nm ²)	0,0054±0,0001	0,0056±0,0003	0,216
P (N)	585,00±27,84	614,33±76,13	0,565
R (Nm)	10,24±0,49	10,75±1,33	0,565

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

Nas Figuras 10 e 11 estão representados os resultados das curvas força-deslocamento para as amostras dos Grupos 1 e 2, respectivamente. No Grupo 1 duas montagens falharam pela quebra do corpo de prova na região do parafuso de uma extremidade e na outra ocorreu soltura dos dois últimos parafusos de uma extremidade. No Grupo 2 as três montagens falharam por dobramento da placa no local do orifício sem parafuso conjuntamente com a quebra dos corpos de prova na região do parafuso de uma extremidade.

As Figuras 12 e 13 ilustram os aspectos das montagens do Grupo 1 e 2 respectivamente, depois dos testes de flexão estática em quatro pontos.

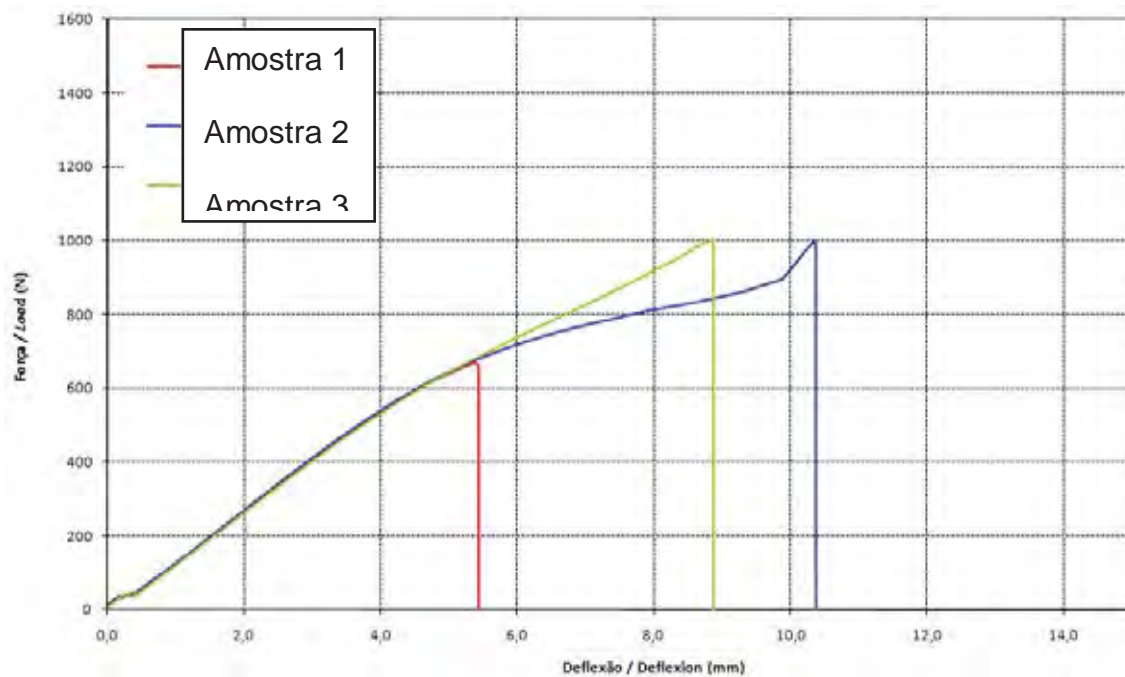


Figura 10 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as amostras do Grupo 1.

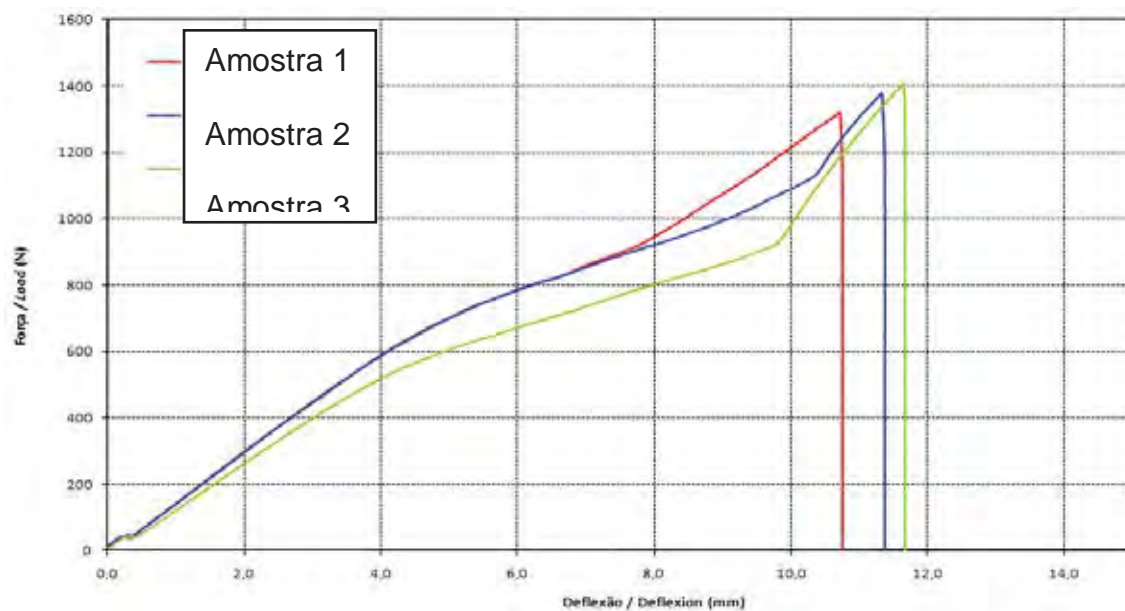


Figura 11 - Curva força-deslocamento obtida no ensaio estático de flexão em quatro pontos para as amostras do Grupo 2.



FIGURA 12. Aspecto das montagens do Grupo 1 após o teste de flexão estática em quatro pontos



FIGURA 13. Aspecto das montagens do Grupo 2 após o teste de flexão estática em quatro pontos

5.2 Ensaio de Fadiga

5.2.1 Compressão Axial

Pela análise estatística não houve diferença na rigidez das construções ($p > 0,05$) entre os Grupos 1 (parafuso reto) e 2 (parafuso angulado) (Tabela 3). Em 71,42% das amostras do Grupo 1 e 57,14% para o Grupo 2 a falha ocorreu antes de 1.000.000 de ciclos de carga, ou seja, as montagens não resistiram à carga aplicada. No Grupo 1 cinco montagens falharam por quebra da placa no local do orifício sem parafuso e duas montagens resistiram ao teste (Figura 14). No Grupo 2 quatro montagens falharam por quebra da placa no local do orifício sem parafuso e três montagens resistiram ao teste (Figura 15).

Nas Figuras 16 e 17 estão representados os resultados dos momentos máximos de carga suportada pelas amostras e os números de ciclos de cargas resistidos, respectivamente para os Grupos 1 e 2.

Tabela 3 - Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas de compressão axial em fadiga.

Variável	Grupo 1 (Média ± DP)	Grupo 2 (Média ± DP)	Valor de P
Carga referência (%)	52,86±11,13	52,86±11,13	0,998
Carga máxima (Kgf)	18,68±3,93	17,15±3,61	0,463
Carga máxima (N)	183,19±38,57	168,21±35,41	0,464
Carga mínima (N)	18,32±3,86	16,82±3,54	0,463
Momento máximo (Nm)	1,10±0,23	1,01±0,22	0,462
Momento mínimo (Nm)	0,11±0,03	0,10±0,02	0,630
Nº ciclos	397791,0 (101141,0; 800835,0)	379186,5 (143128,0; 510700,0)	0,561



Figura 14 – Aspecto das montagens do Grupo 1 após o teste de compressão axial em fadiga.

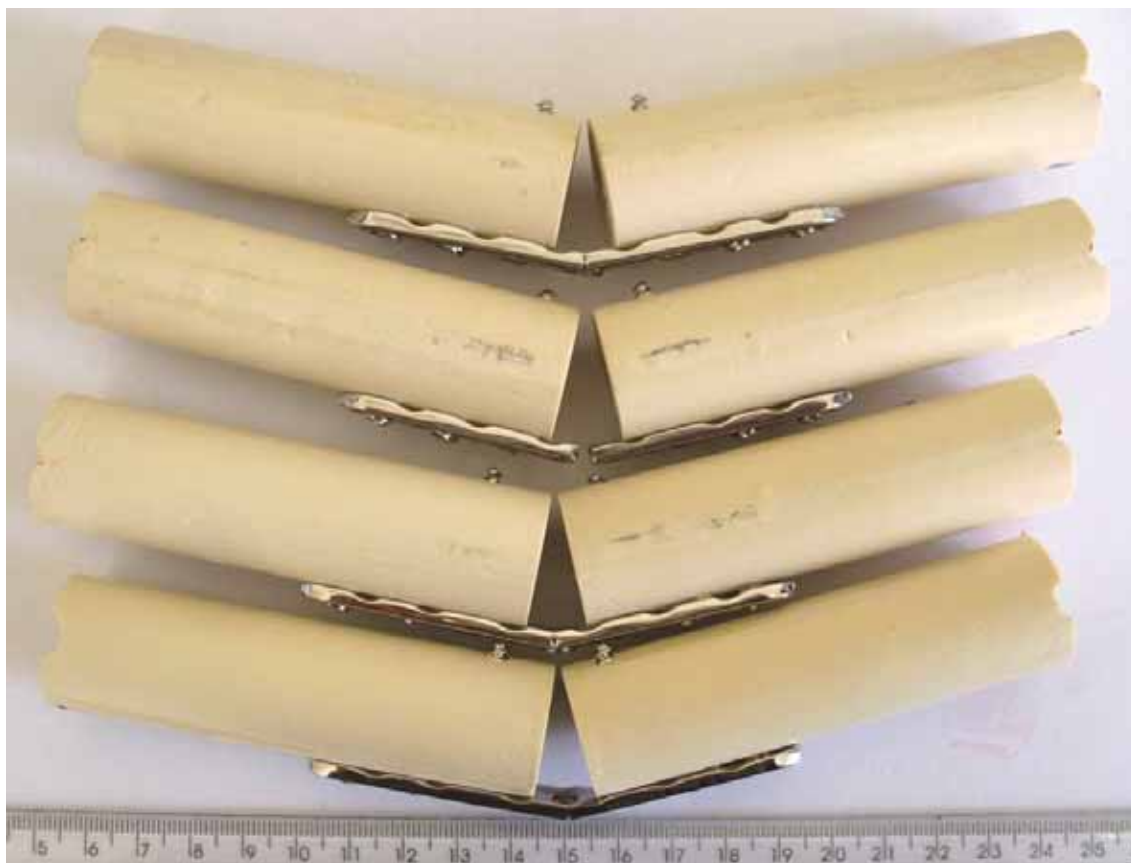


Figura 15 - Aspecto das montagens do Grupo 2 após o teste de compressão axial em fadiga.

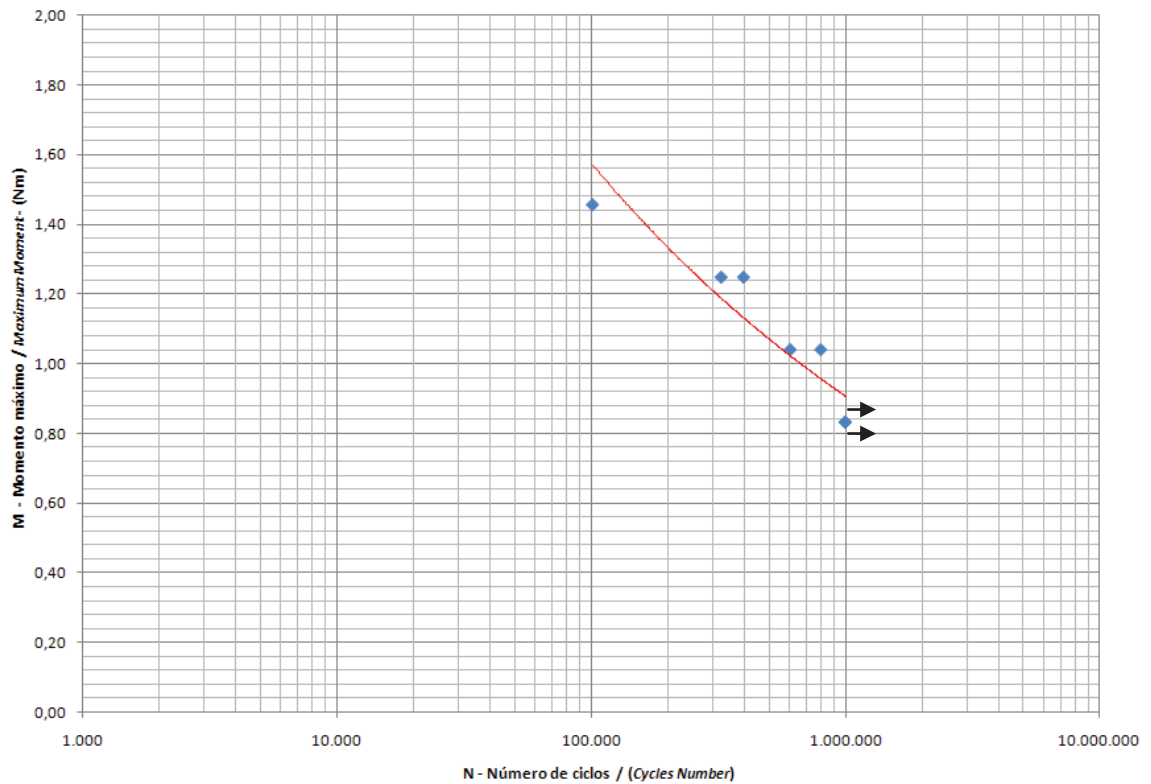


Figura 16 – Curva obtida no teste de compressão axial em fadiga para o Grupo 1 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).

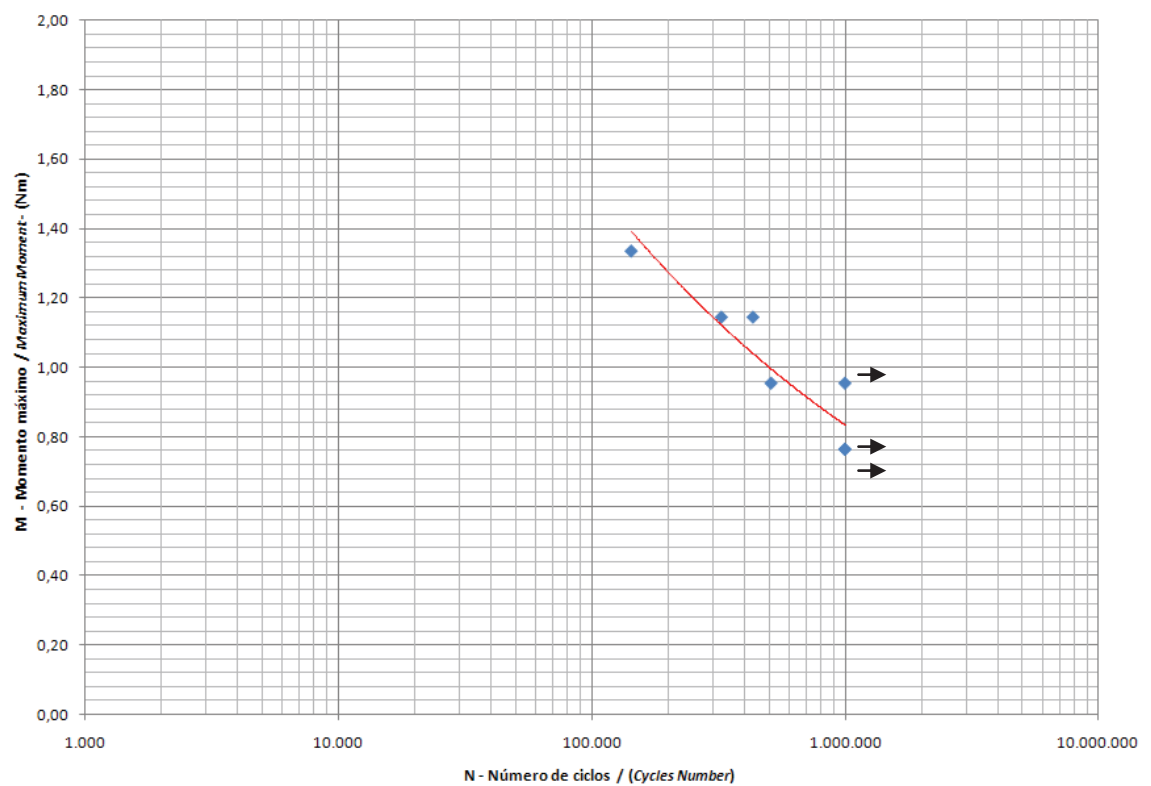


Figura 17 - Curva obtida no teste de compressão axial em fadiga para o grupo 2 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).

5.2.2 Flexão com Apoio em Quatro Pontos

Pela análise estatística não houve diferença na rigidez das construções ($p > 0,05$) entre os Grupos 1 e 2 (parafuso angulado) (Tabela 4). Excetua-se a variável carga de referência, a qual foi estatisticamente significativa com um valor de $p < 0,05$.

Tabela 4 - Média e Desvio Padrão (DP) para os Grupos 1 e 2 sob cargas de flexão em quatro pontos em fadiga.

Variável	Grupo 1 (Média ± DP)	Grupo 2 (Média ± DP)	Valor de P
Carga referência (%)	52,86±11,13	40,00±8,17	0,030
Carga máxima (Kgf)	31,52±6,64	25,05±5,11	0,064
Carga máxima (N)	309,20±65,09	245,72±50,16	0,064
Carga mínima (N)	30,92±6,51	24,57±5,02	0,064
Momento máximo (Nm)	5,41±1,14	4,30±0,88	0,065
Momento mínimo (Nm)	0,54±0,11	0,43±0,09	0,068
Nº ciclos	40775,5 (2,1; 189540,9)	103801,0 (9833,0; 863196,0)	0,486

Em ambos os Grupos, 57,14% das montagens falharam antes de 1.000.000 de ciclos de carga. Em ambos os grupos três montagens falharam pela quebra do corpo de prova na região do parafuso de uma extremidade, uma falhou por quebra da placa no local do orifício sem parafuso e três montagens resistiram ao teste (Figuras 18 e 19). Nas Figuras 20 e 21 estão representados os resultados dos momentos máximos de carga suportada pelas amostras e os números de ciclos de cargas resistidos, respectivamente para os Grupos 1 e 2.



Figura 18 - Aspecto das montagens do Grupo 1, após o teste de flexão em quatro pontos em fadiga.

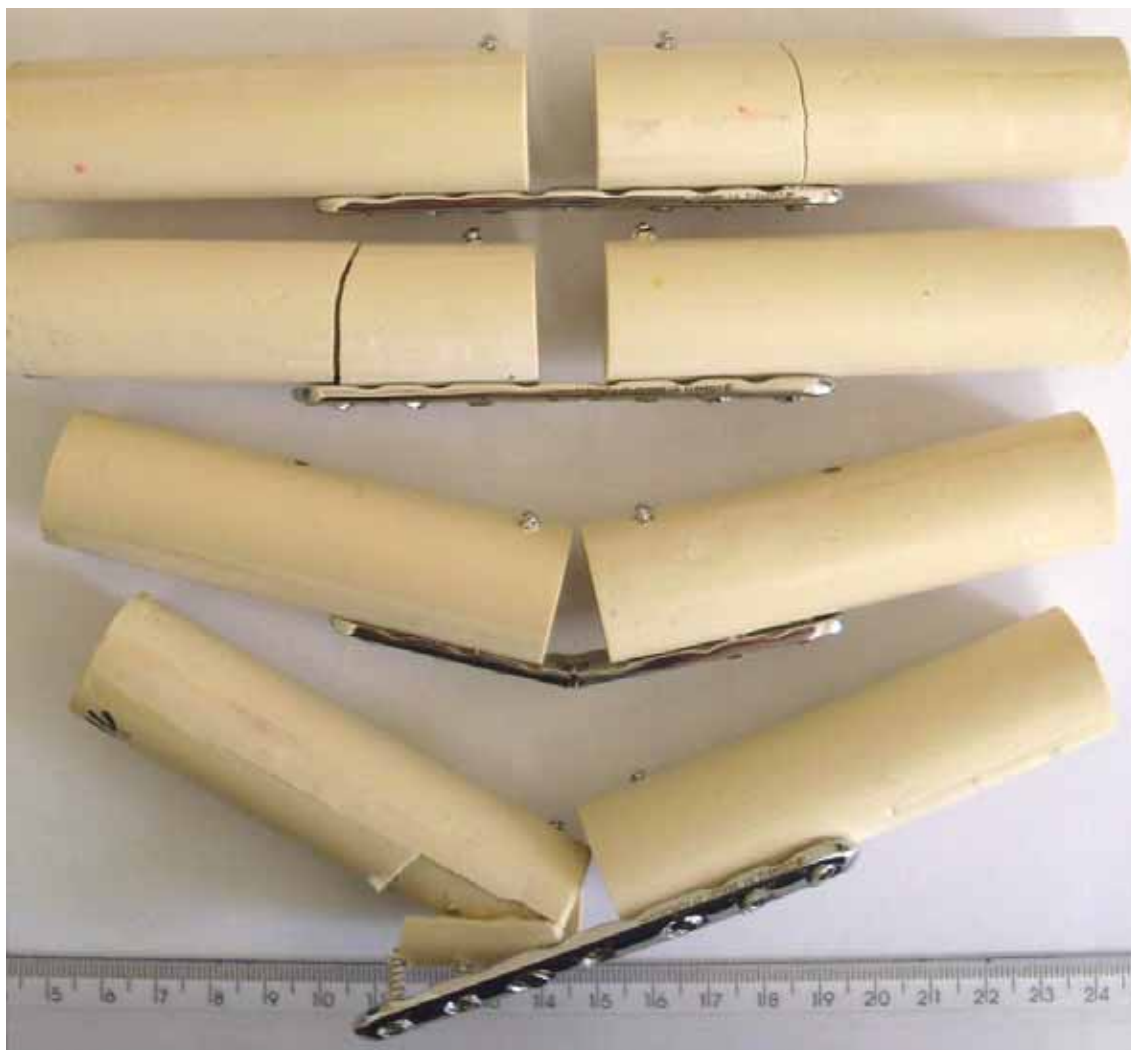


Figura 19 - Aspecto das falhas das amostras do Grupo 2, sob teste de flexão em quatro pontos em fadiga.

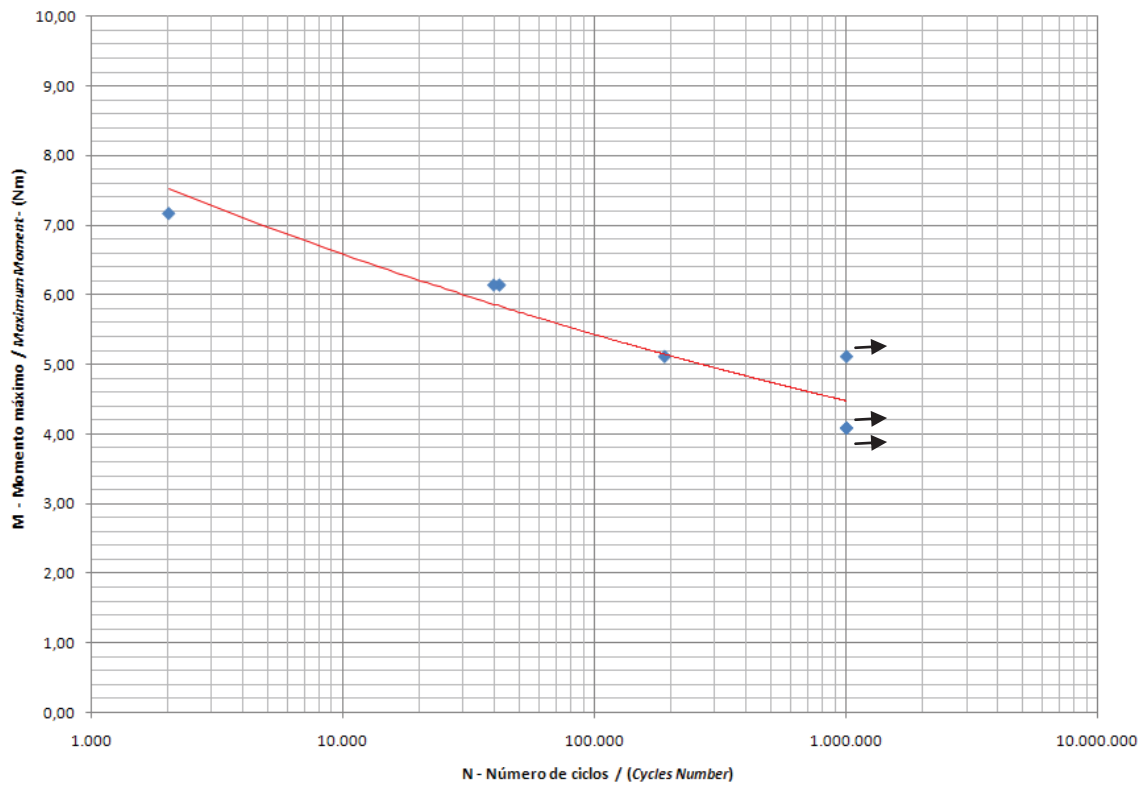


Figura 20 - Curva obtida no teste de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 1 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).

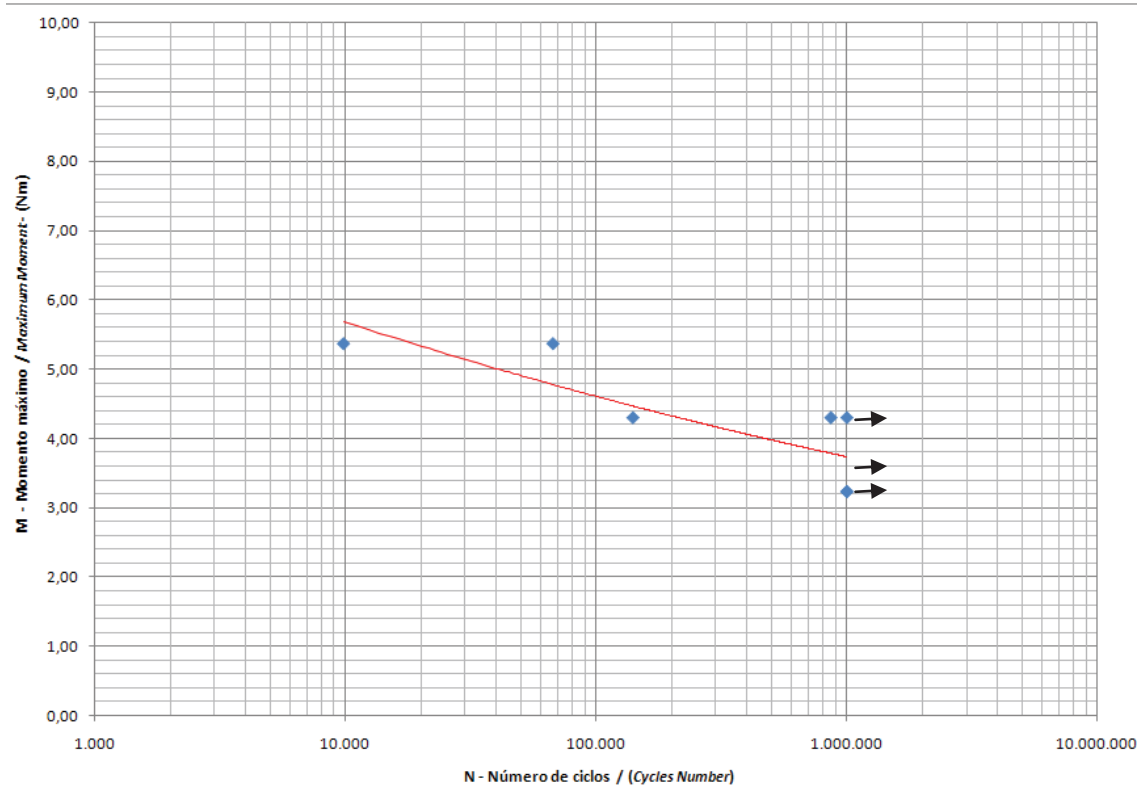


Figura 21 - Curva obtida no teste de flexão em quatro pontos em fadiga para o Grupo 2 (setas em preto indicam amostras que resistiram à falha).

DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

A placa S.P.S. Free-Block foi desenvolvida para permitir a compressão no foco de fratura assim como o princípio do fixador interno. Contudo, diferente da LCP com orifício combinado, que foi projetada para possibilitar a inserção, em um mesmo orifício, tanto do parafuso convencional com o parafuso de cabeça bloqueada (WAGNER, 2003; SOMMER, 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007; SZYPRYT e FORWARD, 2009), o uso exclusivo do método tradicional de compressão não é possível, já que os orifícios são únicos. Não existe combinação de orifícios, ou seja, cada orifício tem uma função independente. Por exemplo, na placa usada no presente estudo havia dois parafusos que permitiam compressão e os demais eram bloqueados. Dependendo da fratura, a LCP com orifício combinado pode ser aplicada como placa compressiva, fixador interno bloqueado, ou como sistema de fixação interna combinando ambas as técnicas (WAGNER, 2003; NIEMEYER e SÜDKAMP, 2006; SOMMER, 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007). No caso da placa S.P.S. Free-Block sempre será requerido o princípio do fixador interno bloqueado, porém com possibilidade de compressão.

A inexistência de orifícios combinados poderia ser considerada uma desvantagem da placa S.P.S. Free-Block. Por outro lado, isso também poderia ser considerado uma vantagem do sistema, visto que orifícios combinados podem favorecer o enfraquecimento da placa. Schwandt e Montavon (2005) ao tratarem as fraturas de um cão Bernese da montanha de seis meses de idade com a LCP com orifício combinado, tiveram que refazer a fratura da tíbia-fíbula direita devido à quebra da placa, visto esta não ter sido forte o suficiente para sustentar a função de ponte. Vale ainda citar, que há vários relatos da aplicação com sucesso do sistema Unilock no tratamento, em cães e gatos, de fraturas dos ossos longos, fraturas e instabilidades da coluna, instabilidade intertarsal ou tarsometatarsial (VOSS et al., 2004; KELLER et al., 2005; VOSS et al., 2009). Esse sistema permite a inserção de parafusos bloqueados ou parafusos corticais não bloqueados ou combinação de ambos, sendo o orifício único o que evita o enfraquecimento do sistema (KELLER et al., 2005).

Na LCP ao se combinar parafusos bloqueados e não bloqueados, os parafusos não bloqueados devem ser inseridos primeiro, visto que após esses terem sido inseridos a distância entre a placa e o osso estará fixada e não pode mais ser alterada (SZYPRYT e FORWARD, 2009). Esse mesmo princípio deve ser usado na placa S.P.S. Free-Block, quando se deseja a compressão no foco de fratura. No presente estudo isso não foi necessário, já que os parafusos não bloqueados foram posicionados de forma neutra, de forma a não produzir uma variável a mais nos ensaios.

O parafuso bloqueado proporciona estabilidade axial e angular (MILLER e GOSWAMI, 2007), com fluxo direto de forças do osso via construção parafuso-placa-parafuso (WAGNER, 2003; SOMMER et al., 2003). No entanto, o ângulo de inserção do parafuso deve corresponder precisamente ao eixo do orifício do parafuso na LCP com orifício combinado (WAGNER, 2003; JOHNSON, 2010), para se obter uma condição ótima, podendo exceder no máximo 5° e assim limitar o risco de afrouxamento (KAAB et al., 2004). Uma vantagem da placa S.P.S. Free-Block é que o bloqueio dos parafusos é realizado pela presença de um anel de travamento, inserido dentro do orifício da placa. Isso a caracteriza como uma placa bloqueada de ângulo variável (CRONIER et al., 2010). Com isso é possível que o parafuso seja aplicado angulado durante sua inserção, de acordo com o posicionamento do guia de perfuração. Como o anel não é fixado ao orifício é possível realizar vários graus de angulação. O fabricante recomenda que o guia de broca seja rosqueado no anel de trava até 20° (BIOMECÂNICA, 2011). Esse foi o limite máximo utilizado, de forma a estabelecer um padrão de inclinação.

A placa S.P.S. Free-Block assim como outros modelos de placas bloqueadas não requer contorno anatômico preciso da placa, favorecendo uma fixação biológica (MICLAU e MARTIN, 1997; UHTHOFF et al., 2006; BOUDRIEAU, 2010b; IGNA e SCHUSZLER, 2010), mas a distância da placa ao osso pode afetar a estabilidade da construção (FULKERSON et al., 2006; AHMAD et al., 2007), devendo a mesma ser menor ou igual a 2 mm (AHMAD et al., 2007). Por outro lado, alguns autores sugerem que a montagem bloqueada distante da cortical pode ser uma estratégia para aumentar o movimento interfragmentário (BOTTLANG et al., 2009). Desde que a placa S.P.S. Free-Block foi posicionada diretamente sobre a superfície do corpo de

prova, não ocorreu influência da distância placa-cortical óssea na análise dos resultados.

Há várias formas de realização dos ensaios mecânicos, podendo ser empregado desde ossos de cadáveres (LEUNG et al., 2003; AGUILA et al., 2005; GARDNER et al., 2005; AMATO et al., 2008; MEHIN et al., 2009) até os corpos de prova sintéticos (STOFFEL et al., 2003; FULKERSON et al., 2006; AHMAD et al., 2007; ROBERTS et al., 2007; KANCHANOMAI et al., 2008; SNOW et al., 2008; FITZPATRICK et al., 2009; ZEHNDER et al., 2009; YÁNEZ et al., 2010), cada um com suas vantagens e desvantagens. No presente estudo optou-se pela aplicação de corpos de provas sintéticos, de forma a reduzir a variabilidade intrínseca dos ossos de cadáveres, além das dificuldades de se obter ossos naturais pelas novas normas em experimentação animal do Estado de São Paulo. Além disso, foram utilizados corpos de provas não osteoporóticos, embora alguns ensaios os tenham usado (SNOW et al., 2008; FITZPATRICK et al., 2009; ZEHNDER et al., 2009; YÁNEZ et al., 2010), desde que as fraturas osteoporóticas, juntamente com as periarticulares e multifragmentares, são consideradas como uma das indicações específicas para o emprego da LCP (KUBIAK et al., 2006; SZYPRYT e FORWARD, 2009; VANNINI, 2010). Vale ainda citar que embora não existam contra-indicações para o uso de placas bloqueadas, há situações em que esses implantes são considerados desnecessários (KUBIAK et al., 2006).

Vários estudos têm demonstrado que as LCP apresentam propriedades mecânicas superiores em relação à placa convencional (LEUNG et al., 2003; BJORKENHEIM et al., 2004; AGUILA et al., 2005; AHMAD et al., 2007; SNOW et al., 2008; MEHIN et al., 2009; ZEHNDER et al., 2009; YÁNEZ et al., 2010), porém outros contestam a real vantagem clínica das mesmas (GARDNER et al., 2005; SCHWANDT e MONTAVON, 2005) ou do uso de sistema com bloqueio dos parafusos (AMATO et al., 2008). No presente estudo isso não foi avaliado, mas sim dois posicionamentos diferentes do parafuso.

Optou-se ainda pelo teste de parafusos monocorticais e não bicorticais em modelo não osteoporótico. Como a placa bloqueada apresenta o efeito monobloco em que todos os parafusos são forçados ao mesmo tempo, há autores que citam ser a colocação bicortical não mandatória, visto não haver

força de arrancamento (CRONIER et al., 2010). Contudo, os parafusos monocorticais parecem trabalhar bem em osso saudável, mas são desvantajosos em ossos osteoporóticos por causa da diminuição do comprimento de trabalho do parafuso, proporcionando menor resistência ao torque (SOMMER et al., 2004; FULKERSON et al., 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007). Além disso, em estudo com a LCP em osso artificiais do rádio humano foi observado que ao substituir os parafusos bloqueados monocorticais com parafusos bicorticais bloqueados ou não bloqueados distantes do foco da fratura houve uma melhora da estabilidade em torção em mais de 50% (ROBERTS et al. 2007).

Os testes mecânicos em placas bloqueadas têm sido efetuados por ensaios não destrutivos estáticos (ROBERTS et al., 2007), estáticos até a falência (SNOW et al., 2008; ZEHNDER et al., 2009) e dinâmicos (AGUILA et al., 2005; GARDNER et al., 2005; FULKERSON et al., 2006; AHMAD et al., 2007; KANCHANOMAI et al., 2008; AMATO et al., 2008; FITZPATRICK et al., 2009; MEHIN et al., 2009; YÁNEZ et al., 2010). No presente estudo utilizou-se o teste estático até a falência para determinar a carga a ser aplicada no ensaio de fadiga. A lacuna da falha segmentar foi de 10 mm, visto essa simular uma fratura cominutiva (AHMAD et al., 2007; SNOW et al., 2008). Vale referir que quando a LCP é usada no modo de ponte, a pré-dinamização e a distribuição de estresse ocorre quando no mínimo dois orifícios são mantidos vazios no foco de fratura (WAGNER, 2003; SOMMER et al., 2004; KUBIAK et al. 2006).

Alguns autores referem que parafusos posicionados em diferentes direções proporcionam maior resistência ao arrancamento do que os paralelos, sendo isso particularmente importante no ombro onde a qualidade do osso é ruim (CRONIER et al., 2010). Tanto nos ensaios estáticos como nos de fadiga, ambos em compressão axial e flexão com apoio em quatro pontos, não foi possível observar diferenças significativas estatisticamente entre as montagens no atual estudo. Os resultados indicam que a rigidez da construção executada com parafusos monocorticais bloqueados sem angulação foi similar àquela produzida por parafusos monocorticais bloqueados com angulação em 20°. Por outro lado, em construções realizadas em ossos sintéticos osteoporóticos, o grupo com placa de compressão dinâmica com um parafuso oblíquo foi

significativamente menos rígido, indicando que o benefício da colocação oblíqua dos parafusos verificada em osso saudável não é observada no osso osteoporótico (ZEHNDER et al., 2009).

Em estudo *in vitro*, em que a rigidez e a força da fixação de uma placa aplicada em ponte foram analisadas, foi recomendado o acréscimo de um parafuso bloqueado bicortical em uma construção unicortical para melhorar a resistência à torção (FITZPATRICK et al., 2009). Como a placa S.P.S. Free-Block possui dois orifícios DCP, há dois parafusos bicorticais em cada extremidade, embora não bloqueados. Esse fato pode ter contribuído para a não diferença entre os tipos de parafusos pelos testes usados.

Diferente da placa tradicional, que falha por afrouxamento seqüencial dos parafusos, nos implantes bloqueados há uma falha catastrófica súbita resultando em quebra da placa ou parafuso (SZYPRYT e FORWARD, 2009). Nos ensaios de compressão axial, tanto estático quanto em fadiga, os tipos de falência das montagens foram semelhantes entre os Grupos no presente estudo, sendo a região da falha segmentar o ponto mais frágil, visto que quando ocorreu dobramento da placa essa ocorreu no local do orifício sem parafuso. Por outro lado, no ensaio estático de Flexão com Apoio em Quatro Pontos, no Grupo 2 ocorreu dobramento da placa no local do orifício sem parafuso e falha em uma extremidade, indicando dois pontos de fragilidade nesse tipo de montagem.

Em estudo de fadiga com uma placa LCP de aço com orifícios combinados em modelo de falha segmentar de 8 mm com osso sintético e usando 4 parafusos bloqueados, foi observado que a fratura completa da placa ocorreu com 42.000 ciclos de carga, o que equivaleria a 8 dias de caminhada em um paciente humano (KANCHANOMAI et al., 2008). Esses valores se assemelham ao obtido com a placa S.P.S. Free-Block no Grupo 1, com média de valores de ciclos até a falha de 40775,5. Por outro lado, no Grupo 2 os valores foram superiores a 103801,0, sugerindo que a inclinação dos parafusos permitiria um maior suporte do implante até a total falência.

Na LCP como não há compressão da placa no osso, as forças do osso para o sistema ocorrem através do colo dos parafusos, que por essa razão possuem uma geometria diferente do parafuso cortical correspondente

(SZYPRYT e FORWARD, 2009). A forma de bloqueio do parafuso na placa apresenta variação, ou seja, a cabeça do parafuso pode ser bloqueada por uma contraporca rosqueada ou a cabeça do parafuso é rosqueada e se fixa dentro da placa ou dentro de um adaptador (CRONIER et al., 2010). Como na placa S.P.S. Free-Block há o anel de travamento é possível que este divida forças com o colo do parafuso.

CONCLUSÕES

7 CONCLUSÕES

Baseado nos resultados obtidos foi possível concluir que:

a- O posicionamento do parafuso monocortical bloqueado não influencia a resistência mecânica das montagens com falha segmentar, pelos ensaios de compressão axial e flexão em quatro pontos, em corpos de prova não osteoporóticos;

b- Na maioria dos testes a região da falha segmentar constitui o ponto mais frágil nesse tipo de montagens.

REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

ABNT. Implantes para cirurgia-parafusos ósseos metálicos com rosca assimétrica e superfície inferiro da cabeça de forma esférica-requisitos mecânicos e métodos de ensaio. NBR ISO 6475, p. 1-5, 1997.

AGUILA, A.Z.;MANOS, J.M.;ORLANSKY, A.S.;TODHUNTER, R.J.;TROTTER, E.J.; MEULEN, M.C.H. In vitro biomechanical comparison of limited contact dynamic compression plate and locking compression plate. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.18, p.220-226, 2005.

ASTM International. Standard specification and test method for metallic bone plates. . Designation: F382-99 (reapproved 2008), p.1-12, 2009.

AHMAD, M.; NANDA, R.; BAJWA, A.S.; CANDAI-COUTO, J.; GREEN, S.; HUI, A.C. Biomechanical testing of the locking compression plate: when does the distance between bone and implant significantly reduce construct stability? *Injury*, v.38, n.3, p.358-364, 2007.

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.

BARTONÍČEK, J. Early history of operative treatment of fractures. *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, v.130, p.1385-1396, 2010.

BIOMECÂNICA Industria de Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda. S.P.S. FREE-BLOCK, José Roberto Pengo, Anel trava em síntese óssea. 2011. Disponível em: <http://www.biomecanica.com.br> Acesso em: 20 Out. 2011.

BJORKENHEIM, J.M.; PAJARINEN, J.; SAVOLAINEN, V. Internal fixation of proximal humeral fractures with a locking compression plate. *Acta Orthop. Scand.*, v.75, n.6, p.741-745, 2004.

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.

BOUDRIEAU, R.J. Placas acerojadas - Cómo aplicarlas. In: SOUTHERN EUROPEAN VETERINARY CONFERENCE & CONGRESO NACIONAL AVEPA, 2010, Barcelona. **Proceedings...** Barcelona: IVIS, 2010a.

BOUDRIEAU, R.J. Advanced Locking Plate System (ALPS): rationale, biomechanics and early clinical use. In: ANNUAL EUROPEAN SOCIETY OF VETERINARY ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY (ESVOT) CONGRESS, 15., 2010, Bologna. **Proceedings...** Bologna: IVIS, 2010b. p.77-80.

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.

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.830-835, 2006.

GARDNER, M.J.; BROPHY, R.H.; CAMPBELL, D.; MAHAJAN, A.; WRIGHT, T.M.; HELFET, D.L.; LORICH, D.G. The mechanical behavior of locking compression plates compared with dynamic compression plates in a cadaver radius model. *J. Orthop. Trauma*, v.19, n.9, p.597-603, 2005.

IGNA, C.; SCHUSZLER, L. Current concepts of internal plate fixation of fractures. *Bull. UASVM, Vet. Med.*, v.2, n.67, p.118-123, 2010.

JOHNSON, K.A. Locking plates – why do we need them?. In: ANNUAL EUROPEAN SOCIETY OF VETERINARY ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY (ESVOT) CONGRESS, 15., 2010, Bologna. **Proceedings...**Bologna: IVIS, 2010. p.122-124.

KÄÄB, M.J.; FRENK, A.; SCHMELING, A.; SCHASER, K.; SCHÜTZ, M.; HAAS, P. Locked internal fixator. Sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. *J. Orthop. Trauma*, v.18, p.483-487, 2004.

KANCHANOMAI, C.; PHIPHOBMONGKOL, V.; MUANJAN, P. Fatigue failure of an orthopedic implant – A locking compression plate. *Eng. Fail. Anal.*, 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.

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.

LEUNG, F.; ZHU, L.; HO, H.; LU, W.W.; CHOW, S.P. Palmar plate fixation of AO type C2 fracture of distal radius using a locking compression plate-a biomechanical study in a cadaveric model. *J. Hand Surg.*, v.28B, n.3, p.263-266, 2003.

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.

MICLAU, T.; MARTIN, R. E. The evolution of modern plate osteosynthesis. *Injury*, v.28, n.1, p.S-A3-S-A6, 1997.

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. Čechosl.*, v.73, p.221-228, 2006.

PERREN, S. M.; BUCHANAN, J.S. Basic concepts relevant to the design and development of the point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury*, v.26, supl.2, p.B1-B4, 1995.

PERREN, S.M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. *J. Bone. Joint Surg. Br.*, v.84, n.8, p.1093-1110, 2002.

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.

SCHÜTZ, M.; SÜDKAMP, N. P. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. *J. Orthop. Sci.*, v.8, p.252-258, 2003.

SCHWANDT, C.S.; MONTAVON, P.M. Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.18, p.194-198, 2005.

SNOW, M.; THOMPSON, G.; TURNER, P.G. A mechanical comparison of the Locking Compression Plate (LCP) and the Low Contact-Dynamic Compression Plate (DCP) in an osteoporotic bone model. *J. Orthop. Trauma*, v. 22, n.2, p.121-125, 2008.

SOMMER, C.; GAUTIER, E.; MULLER, M.; HELFET, D.L.; WAGNER, M. First clinical results of the Locking Compression Plate (LCP). *Injury*, v.34, suppl.2, p.B43-B54, 2003.

SOMMER, C.; BABST, R.; MULLER, M.; HANSON, B. Locking compression plate loosening and plate breakage: a report of four cases. *J. Orthop. Trauma*, v.18, n.8, p.571-577, 2004.

SOMMER, C. Biomechanics and clinical application principles of locking plates. *Suomen Ortop. Traumatol.*, v.29, p.20-24, 2006.

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.

UHTHOFF, H.K.; POITRAS, P.; BACKMAN, D.S. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *J. Orthop. Sci.*, v.11, p.118-126, 2006.

VANNINI, R. The syntheses locking plates. In: ANNUAL EUROPEAN SOCIETY OF VETERINARY ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY (ESVOT) CONGRESS, 15., 2010, Bologna. **Proceedings...**Bologna: IVIS, 2010. p.178-180.

VOSS, K.; KELLER, M.; MONTAVON, P.M. Internal splinting of dorsal intertarsal and tarsometatarsal instabilities in dogs and cats with the ComPact Unilock 2.0/2.4™ System. *Vet. Comp. Orthop. Traumatol.*, v.17, p.125-130, 2004.

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*, v.34, p.S-B31-S-B32, 2003.

YÁNEZ, A.; CARTA, J. A.; GARCÉS, G. Biomechanical evaluation of a new system to improve screw fixation in osteoporotic bones. *Med. Eng. Phys.*, p.1-10, 2010.

ZEHNDER, S.; BLEDSOE, J. G.; PURYEAR, A. The effects of screw orientation in severely osteoporotic bone: A comparison with locked plating. *Clin. Biomech.*, v.24, p.589-594, 2009.

TRABALHO CIENTÍFICO

Placas Bloqueadas

Locking Plates

Marisol Karin Agurto Merino^I; Sheila Canevese Rahal^{II*}; Natália Ferreira Sesoko^I;

Maria Jaqueline Mamprim^{III}

^ICurso de Pós-graduação da Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Unesp Botucatu, SP, Brasil. Email: marisolagurto@hotmail.cl

^{II}Departamento de Cirurgia e Anestesiologia Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Unesp Botucatu. Rubião Júnior s/n, 18618000, Botucatu, SP, Brasil. Email: sheilacr@fmvz.unesp.br *Autor para correspondência.

^{III} Departamento de Reprodução Animal e Radiologia Veterinária, Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Unesp Botucatu, SP, Brasil.

RESUMO

Com o conceito de técnicas cirúrgicas de “fixação biológica” foram também desenvolvidos novos tipos de implantes, tais como os fixadores internos bloqueados, com o intuito de minimizar a interferência com o suprimento sanguíneo e melhorar o ambiente para a consolidação óssea das fraturas. Neste sentido, o objetivo da presente revisão é discorrer sobre as placas bloqueadas, com ênfase nas suas características, vantagens, indicações, fatores que interferem na estabilidade do sistema, complicações e resultados de aplicações clínicas. O sucesso na utilização desses fixadores internos bloqueados depende não somente da qualidade do osso, mas do conhecimento dos princípios biomecânicos e técnicas de aplicação.

Palavras chaves: *fixador interno, placa, fratura, implante.*

ABSTRACT

Due to concept of “biological fixation” techniques new types of devices, such as locked internal fixators, were also developed. The intention of these devices is to minimize the interference with the blood supply and to improve the environment for bone fracture healing. Therefore, the aim of this paper is to describe about the locking plates, with emphasis on their characteristics, advantages, indications, factors that may affect construct stability, complications, and clinical application results. The successful use of these locked internal fixators depends not only on the quality of bone tissue but also on the understanding of the biomechanical principles and techniques for the application.

Key words: *internal fixator, plate, fracture, implant.*

INTRODUÇÃO

Por muitos anos a estabilidade absoluta e a consolidação óssea direta foram consideradas prioridades na reparação das fraturas (PERREN et al., 1990). Contudo, com a compreensão da biologia óssea, houve uma mudança de enfoque, com a utilização de métodos de estabilização mais flexíveis, que permitem a formação de calo ósseo; a redução do trauma, com técnicas de redução de fraturas de forma indireta e menos precisa (“abrir mas não tocar”, “técnicas minimamente invasivas”); a manutenção da irrigação no foco de fratura e a conservação do suprimento sanguíneo sob a placa (SCHÜTZ & SÜDKAMP, 2003; JOHNSON et al., 2005).

Com o conceito de técnicas cirúrgicas de “fixação biológica” foram também desenvolvidas novas modalidades de implantes com o intuito de melhorar as taxas de união óssea, diminuir a necessidade de enxerto ósseo e reduzir a incidência de complicações como infecção e refratura (MICLAU & MARTIN, 1997). A principal característica desses implantes é minimizar a interferência com o suprimento sanguíneo e melhorar o ambiente para a consolidação, já que a placa não precisa estar em contato com o osso (WAGNER, 2003; BOUDRIEAU, 2010b).

Dentre esses, os fixadores internos bloqueados, tais como o fixador de contato de ponto (PC-Fix - Point Contact Fixator) e o sistema de estabilização menos invasiva (LISS – Less Invasive Stabilization System), constituem-se de montagens compostas por placa e parafusos, em que os parafusos são bloqueados na placa (PERREN, 2002; WAGNER, 2003; UHTHOFF et al., 2006). A partir dos mesmos surgiu a placa de compressão bloqueada (LCP – Locking Compression Plate), que foi projetada para possibilitar a inserção, em um mesmo orifício, tanto do parafuso convencional com o parafuso de cabeça bloqueada (WAGNER, 2003; SOMMER, 2006; MILLER & GOSWAMI, 2007; SZYPRYT & FORWARD, 2009) . Dependendo da fratura, a LCP

pode ser aplicada como placa compressiva, fixador interno bloqueado, ou como sistema de fixação interna combinando ambas as técnicas (WAGNER, 2003). Atualmente há várias versões de sistemas bloqueados com diversas finalidades (SCHÜTZ & SÜDKAMP, 2003; KUBIAK et al., 2006; BOUDRIEAU, 2010a; CRONIER et al., 2010).

Neste sentido, o objetivo da presente revisão é discorrer sobre as placas bloqueadas, com ênfase nas suas características, vantagens, indicações, fatores que interferem na estabilidade do sistema e complicações.

DESENVOLVIMENTO

Características, vantagens e indicações

As placas bloqueadas e os parafusos bloqueados são confeccionados em aço inoxidável ou liga de titânio, que são considerados materiais biocompatíveis (MILLER e GOSWAMI, 2007). Por serem essas placas menos rígidas que as convencionais, em geral, se obtém uma consolidação secundária (CRONIER et al., 2010), fato verificado pelos autores da presente revisão com o uso da placa bloqueada nacional, modelo S.P.S. Free-Block. As forças são transmitidas do osso ao fixador através da conexão rosqueada placa-parafuso (WAGNER, 2003).

Entre as vantagens das placas bloqueadas são citadas: a melhora da estabilidade angular devido ao parafuso de cabeça bloqueada; o contorno preciso da placa não é necessário, considerando-se especialmente na diáfise; menor dano ao perióstio e suprimento sanguíneo desde que nenhum contato entre o implante e o osso é necessário; mais opções e maior versatilidade no manejo de fraturas (WAGNER, 2003; SOMMER 2006; MILLER & GOSWAMI, 2007; CRONIER et al., 2010). Com parafusos de cabeça bloqueada há menos risco de afrouxamento quando comparado aos parafusos

convencionais (MILLER & GOSWAMI, 2007; VANNINI, 2010). Por isso os parafusos bloqueados são preferidos em ossos osteoporóticos, visto não haver perda primária da redução se a placa não for adequadamente contornada, além de promover uma melhor estabilidade em ossos de qualidade ruim (WAGNER, 2003; MILLER & GOSWAMI, 2007).

As placas bloqueadas têm sido indicadas em fraturas com segmentos metafisários curtos, fraturas tratadas com fixação biológica e na estabilização de fraturas osteoporóticas (KUBIAK et al., 2006; VANNINI, 2010). Além disso, essas placas combinam os benefícios fisiológicos de uma fixação esquelética externa, com o benefício do manejo pós-operatório de uma fixação interna (VANNINI, 2010), fato bastante significativo em animais de difícil manejo, como constatado pelos autores da presente revisão. Embora não existam contra-indicações para o uso de placas bloqueadas, há situações em que esses implantes são desnecessários, como por exemplo, em osso de boa qualidade como em fratura diafisária simples que requer compressão, em fraturas em que o local anatômico não é indicado a aplicação percutânea, e fraturas do coxal e acetábulo (KUBIAK et al., 2006).

Conforme CRONIER et al. (2010), há duas categorias de placas bloqueadas: as de ângulo fixo e as de ângulo variável, sendo que na última o parafuso pode ser bloqueado dentro de um cone com um ângulo de 1 a 15°. A forma de bloqueio do parafuso na placa também varia, ou seja, a cabeça do parafuso pode ser bloqueada por uma contraporca rosqueada ou a cabeça do parafuso é rosqueada e se fixa dentro da placa ou dentro de um adaptador. Na experiência dos autores da presente revisão, com a placa bloqueada modelo S.P.S. Free-Block é possível obter uma variabilidade na angulação dos parafusos de até 20°. Isso se deve ao bloqueio do parafuso na placa por meio de anel trava (S.P.S. FREE-BLOCK, 2011).

Os parafusos podem ser monocorticais, se penetram apenas uma cortical óssea, ou bicorticais, quando penetram ambas as corticais (MILLER & GOSWAMI, 2007). Na LCP com orifícios combinados precisa se tomar cuidado para não inserir o parafuso em ângulo acima de 5°, porque pode ocorrer significativo enfraquecimento da estabilidade (KAAB et al., 2004).

Para os pequenos animais há atualmente no comércio diversos tipos de placas bloqueadas, incluindo String of Pearls (Orthomed), Locking Compression Plate da Synthes (Synthes Vet), ALPS (Kyon Pharma Inc.) e Fixin (Innovative Animal Products), que têm se mostrado promissoras (BOUDRIEU, 2010b; JOHNSON, 2010; VANNINI, 2010).

Estabilidade do sistema e complicações

Vários fatores podem influenciar na estabilidade e no rendimento de um sistema bloqueado: modelo e dimensão do parafuso, estabilidade no bloqueio da cabeça do parafuso na placa, assim como o número, colocação (monocortical versus bicortical) e orientação dos parafusos (NIEMEYER & SÜDKAMP, 2006; VANNINI, 2010).

Ao se comparar os parafusos bloqueados com os convencionais, segundo CRONIER et al. (2010), entre as vantagens do primeiro seriam: a maior resistência às forças de cisalhamento, que é exercida no comprimento inteiro do parafuso; apresenta efeito monobloco em que todos os parafusos são forçados ao mesmo tempo; a colocação bicortical não seria mandatória porque não há força de arrancamento. O efeito monobloco foi constatado pelos autores da presente revisão em experimento “in vitro” com o emprego da placa bloqueada S.P.S. Free Block. Por sua vez, MILLER & GOSWAMI (2007) afirmaram que os parafusos monocorticais trabalham bem em osso

saudável, mas são altamente desvantajosos em ossos osteoporóticos por causa da diminuição do comprimento de trabalho do parafuso, proporcionando menor resistência ao torque. Além disso, o uso de um parafuso monocortical com comprimento que exceda o diâmetro do osso também pode ser destrutivo, porque haverá contato ao córtex oposto antes da cabeça do parafuso engajar-se com o orifício rosqueado.

De acordo com SZYPRYT & FORWARD (2009), como não há compressão da placa no osso, as forças do osso para o sistema ocorrem através do colo dos parafusos, que por essa razão possuem uma geometria diferente do parafuso cortical correspondente, tais como: cabeça cônica mais que hemisférica; um diâmetro do núcleo aumentado dando muito maior força em flexão (200%) do que cisalhamento (100%); eixo levemente maior que o orifício do parafuso e formato cônico para produzir pré-carga radial e assim prevenir a reabsorção óssea e reduzir o micromovimento. Além disso, diferente da placa tradicional, que falha por afrouxamento sequencial dos parafusos, nos implantes bloqueados há uma falha catastrófica súbita resultando em quebra da placa ou parafuso.

Quanto ao posicionamento dos parafusos, aqueles em diferentes direções proporcionam maior resistência ao arrancamento do que os paralelos, sendo isso particularmente importante no ombro onde a qualidade do osso é ruim (CRONIER et al., 2010).

Na LCP com orifícios combinados há um orifício DCU (unidade de compressão dinâmica) para parafusos convencionais e um rosqueado para os parafusos com cabeça bloqueada (SOMMER 2006; MILLER e GOSWAMI, 2007). Também possuem um “orifício arredondado” em uma ou mais posições, para reduzir o grau de angulação e para impedir que seja aplicada a compressão. O parafuso da cabeça bloqueada (LHS) para essa placa apresenta-se de duas formas: “LHS auto-rosqueante” com sulcos de

trefinação, que requer pré-perfuração e medida precisa de comprimento do parafuso, sendo bi ou monocortical; e o “LHS auto-perfurante e auto-rosqueante”, tem o mesmo desenho, mas com a adição de uma ponta afiada de broca, sendo apenas para uso monocortical (SOMMER 2006).

A LCP com orifícios combinados pode se aplicada de três maneiras: como placa de osteossíntese convencional, que proporciona absoluta estabilidade; como fixador interno “puro”, promovendo estabilidade relativa (técnica em ponte); ou de forma combinada, em que ambas as técnicas são aplicadas (princípios biomecânicos de compressão e de ponte) (WAGNER, 2003; NIEMEYER & SÜDKAMP, 2006; SOMMER, 2006; MILLER & GOSWAMI, 2007). A combinação de técnica não significa combinação de diferentes tipos de parafusos (SOMMER, 2006). A escolha de como será usada a LCP requer um correto planejamento pré-operatório e conhecimento da biomecânica, além de depender da qualidade óssea, situação da fratura, região anatômica e preferência do cirurgião (NIEMEYER & SÜDKAMP, 2006; SOMMER, 2006). Segundo WAGNER (2003), o comportamento mecânico de uma placa em ponte com parafusos bloqueados pode ser comparado ao de um fixador externo. Isto significa que precisa ser selecionada uma placa forte e deve ser deixado um comprimento suficiente de placa livre no local da fratura.

Se a LCP com orifícios combinados é aplicada como placa compressiva, a técnica é similar ao método convencional, usando os mesmos instrumentos (WAGNER, 2003). A compressão axial pode ser obtida inserindo o parafuso com o uso de um guia de perfuração excêntrica ou com a aplicação de parafuso interfragmentar (SOMMER, 2006). Como fixador interno, a placa pode ser inserida usando técnicas de osteossíntese percutâneas minimamente invasivas (MIPO) (PERREN, 2002; WAGNER, 2003). No

método combinado é indicada uma redução fechada e são utilizados parafusos convencionais interfragmentares tão bem quanto os bloqueados (SOMMER, 2006).

A ancoragem do parafuso nos fragmentos proximal e distal ao foco de fratura permanece ainda um fator importante, porém o número de parafusos deve ser determinado conforme o caso, com um mínimo de dois parafusos monocorticais em cada fragmento principal (NIEMEYER & SÜDKAMP, 2006). CRONIER et al. (2010) citaram que na região diafisária de pacientes humanos, três ou quatro parafusos bloqueados são suficientes, sendo que o quarto parafuso tem pouco efeito na estabilidade axial, mas melhora a estabilidade em torção. Além disso, alguns orifícios devem ser deixados sem parafusos para reduzir o estresse, porém deve-se escolher um implante longo. Com um aumento do comprimento da placa, uma maior flexibilidade é tolerada (MILLER & GOSWAMI, 2007).

Conforme NIEMEYER & SÜDKAMP (2006), o comprimento da placa LCP pode ser determinado pela amplitude da placa e a densidade do parafuso, sendo que a amplitude da placa é o quociente do comprimento da placa dividido pelo comprimento da fratura. Esse quociente deve ser mais que 2 a 3 para fraturas cominutivas e mais alto que 8 a 10 no caso de fraturas simples. O aumento do comprimento da placa aumenta apenas a rigidez axial e não tem efeito na rigidez de torção, porém o aumento da distância placa-osso diminui a rigidez axial e de torção (KUBIAK et al., 2006).

Por sua vez, WAGNER (2003) afirmou que, em pacientes humanos, o uso de parafusos monocorticais bloqueados é suficiente para ossos de boa qualidade, porém no mínimo três devem ser inseridos em ambos os lados da fratura, em casos de emprego da placa com função de ponte. Além disso, deve-se evitar concentração de estresse no local da fratura. A distribuição de estresse pode ser obtida mantendo-se 2 ou 3 orifícios da placa sem parafusos no local da fratura. Em ossos osteoporóticos são recomendados os

parafusos de cabeça bloqueada, com no mínimo três parafusos em cada fragmento da fratura, do qual no mínimo um precisa ser inserido bicortical.

As placas bloqueadas podem falhar quando cargas fisiológicas estão além dos parâmetros do desenho-placa, o parafuso pode falhar quando as roscas do parafuso e as roscas da placa não estão colineares ou quando insuficiente torque é usado para engajar as roscas do parafuso dentro das roscas da placa, e os parafusos podem quebrar ou desengajar da placa quando sob excessiva carga cíclica (KUBIAK et al., 2006). Entre as complicações consideradas no uso da LCP com orifício combinado são referidos: a necessidade do alinhamento correto dos fragmentos ósseos antes de colocar a placa; a placa precisa ser posicionada de forma que os parafusos fiquem centrados no espaço intramedular, se não os parafusos do final da placa não terão adequado agarre ósseo e falharão; especialmente com implantes de titânio pode haver um bloqueio permanente do parafuso, que pode requerer a secção da placa para a sua remoção (JOHNSON, 2010).

Resultados de aplicações clínicas

Embora em número não muito elevado, os estudos clínicos com as placas bloqueadas em pequenos animais têm mostrado, no geral, uma evolução clínica favorável. Contudo, como há uma diversidade de sistemas aplicados, faltam ainda avaliações prospectivas comparativas, que apontem as vantagens e desvantagens de cada um. Seguem abaixo os resultados de alguns deles.

VOSS et al. (2004) utilizaram o sistema de placa bloqueada 2.0/2.4 mm de titânio (ComPact Unilock), com função de ponte, em 13 animais (10 gatos e 3 cães) com instabilidade intertarsal dorsal, dorsomedial e dorsolateral ou instabilidade tarsometatarsial. O êxito clínico foi considerado de bom a excelente em 12 dos animais

e moderado em um gato. Esse mesmo sistema foi aplicado em 6 cães e 3 gatos, por KELLER et al. (2005). Foram incluídas fraturas em ossos longos, fraturas e instabilidades da espinha cervical, e casos de instabilidade articular e luxações. O sistema permitiu a fixação interna estável de fraturas em ossos longos em cães e gatos pequenos e a fixação de ossos pequenos de cães grandes. Fraturas cervicais e instabilidades foram estabilizadas com sucesso usando duas placas e parafusos monocorticais.

Posteriormente VOSS et al. (2009) efetuaram estudo retrospectivo de fraturas dos ossos longos (44 reparo primário e 22 revisões) estabilizadas com a placa bloqueada Unilock, em 30 cães e 37 gatos. Duas placas foram aplicadas em 17 fraturas e uma única placa em outras 49 fraturas. Complicações foram detectadas em 12 animais e 13 fraturas (19,7%), sendo 7 correspondentes a falha da fixação e 6 não relacionadas ao implante. A falha da fixação ocorreu em 7 fraturas (10,6%). Os casos com uma única placa em que houve falha da fixação se deveram ao uso de parafusos mais finos em relação ao diâmetro do osso e com mais parafusos em um fragmento principal.

A placa LCP de 3,5mm foi aplicada tanto em uma fratura cominutiva do terço distal do rádio-ulna direito com em outra em espiral do terço proximal da tibia-fíbula direita, por SCHWANDT & MONTAVON (2005), em um cão Bernese da montanha de seis meses de idade. A fratura da tibia direita teve que ser refeita com uma calha intramedular de 4,5 mm e uma nova placa LCP de 3,5 mm, devido à quebra da fixação dois dias após a cirurgia. Segundo os autores, a quebra ocorreu porque a placa não foi forte o suficiente para sustentar a função de ponte e, portanto, sugerem que em animais com fraturas cominutivas esse tipo de placa requer a colocação adicional de uma haste ou o uso de placa-dupla.

HAALAND et al. (2009) efetuou estudo retrospectivo com o uso da placa LCP, associada à técnica cirúrgica menos invasiva, em 47 cães com fraturas apendiculares, sendo 35% fraturas simples, 6% em cunha e 60% cominutivas. Das 47 fraturas, 46% obtiveram a consolidação radiográfica. Complicações como falha do implante e infecções foram detectadas em 11% dos casos. Todas as falhas se deveram a erros cirúrgicos.

NESS (2009) trataram 13 cães de fraturas humerais Y-T com a placa bloqueada String-of-Pearls (SOP) e um parafuso transcondilar. Complicações. Ocorreram em quatro casos que necessitaram de cirurgia adicional. O êxito funcional foi excelente em 10 cães, bom em dois e pobre em um.

A SOP e múltiplos fios de cerclagem foram empregados, por FITZPATRICK et al. (2011b), no tratamento da fraturas femorais periprostéticas em seis cães. Uma SOP falhou após 2 semanas de pós-operatório devido a erro técnico e foi substituída por duas SOP paralelas. Um cão foi submetido à eutanásia. Ocorreu, portanto, consolidação em cinco animais. FITZPATRICK et al. (2011a) também usaram a SOP e polimetilmetacrilato para reforçar a margem acetabular dorsal de sete cães que tinham sido submetidos à substituição protética total do quadril. Dois cães tiveram como complicação a neuropraxia transitória do ciático. Todos os cães tiveram melhora da claudicação.

CONCLUSÃO

O sucesso na utilização desses fixadores internos bloqueados depende não somente da qualidade do osso, mas do conhecimento dos princípios biomecânicos e técnicas de aplicação. Além disso, são necessários estudos contínuos baseados em pesquisas científicas e experiências clínicas para o aperfeiçoamento dos mesmos.

AGRADECIMENTOS

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq).

REFERÊNCIAS

BIOMECÂNICA Industria de Comércio de Produtos Ortopédicos Ltda. S.P.S Free-Block Anel trava em síntese óssea. (José Roberto Pengo). Disponível em: <http://www.biomecanica.com.br> Acesso em: 20 out. 2011.

BOUDRIEAU, R.J. Advanced Locking Plate System (ALPS): rationale, biomechanics and early clinical use, Bologna, Italy, 2010. In: ANNUAL EUROPEAN SOCIETY OF VETERINARY ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY (ESVOT) CONGRESS, 15., 2010, Bologna. **Proceedings...**Bologna: IVIS, 2010. p.77-80. Disponível em:<<http://www.ivis.org/proceedings/esvot/2010/sa/10.pdf>>. Acesso em: 17 nov. 2011

BOUDRIEAU, R.J. Placas acerrojadas-Cómo aplicarlas. In: SOUTHERN EUROPEAN VETERINARY CONFERENCE & CONGRESO NACIONAL AVEPA, 15., 2010, Barcelona. **Proceedings...** Barcelona: IVIS, 2010. Disponível em: <http://www.ivis.org/proceedings/sevc/2010/lectures/spa/Boudrieau2.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2011.

CRONIER,P. et al. The concept of locking plates. **Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research**, v. 96, suppl., p.S17-S36, 2010. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877056810000587>. Acesso em: 17 nov.

FITZPATRICK, N. et al. Total hip replacement with dorsal acetabular rim augmentation using the SOP™ implant and polymethylmethacrylate cement in seven dogs with dorsal acetabular rim deficiency. **Veterinary Surgery**, 2011. Disponível em:

<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1532-950X.2011.00869.x/abstract>. Acesso em: 17 nov. 2011.

FITZPATRICK, N. et al. String-of-pearls locking plate and cerclage wire stabilization of periprosthetic femoral fractures after total hip replacement in six dogs. **Veterinary Surgery**, 2011. Disponível em: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1532-950X.2011.00870.x/abstract>. Acesso em: 17 nov. 2011.

HAALAND, P.J. et al. Appendicular fracture repair in dogs using the locking compression plate system: 47 cases. **Veterinary and Comparative Orthopaedic and Traumatology**, n. 4, p. 309-315, 2009. Disponível em: <http://www.schattauer.de/en/magazine/subject-areas/journals-az/vcot/contents/archive/issue/968/manuscript/11586/show.html>. Acesso em: 17 nov. 2011.

JOHNSON, A.L.; HOULTON, J.E.F.; VANNINI, R.A. **O principles of fracture management in the dog and cat**. Davos Platz: AO Pub., 2005. 529 p.

JOHNSON, K. A. Locking plates – why do we need them?, Bologna, Italy, 2010. In: ANNUAL EUROPEAN SOCIETY OF VETERINARY ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY (ESVOT) CONGRESS, 15., 2010, Bologna. **Proceedings...**Bologna: IVIS, 2010. p. 122-124. Disponível em: <http://www.ivis.org/proceedings/esvot/2010/sa/34.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2011.

KÄÄB, M. J. et al. Locked internal fixator. Sensitivity of screw/plate stability to the correct insertion angle of the screw. **Journal of Orthopaedic and Trauma**, n. 18, p. 483-487, 2006. Disponível em: http://journals.lww.com/jorthotrauma/Abstract/2004/09000/Locked_Internal_Fixator_Sensitivity_of.2.aspx. Acesso em: 17 nov. 2011.

KELLER, M.A.; VOSS, K.; MONTAVON, P.M. The ComPact Unilock 2.0/2.4 system and its clinical application in small animal orthopedics. **Veterinary and Comparative Orthopaedic and Traumatology**, v. 18, p. 83-93, 2005. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16594203>. Acesso em: 17 nov. 2011.

KUBIAK, E, N. et al. The evolution of Locked Plates. **The Journal of Bone & Joint Surgery American Volume**. v. 88, p. 189-200, 2006. Disponível em: <http://www.sportsurgerynewyork.com/articles/the-evolution-of-locked-plates.pdf>. acesso em: 17 nov. 2011.

MICLAU, T., MARTIN, R. E. The evolution of modern plate osteosynthesis. **International Journal of the Care of the Injured**, v. 28, n. 1, p. SA3-SA6, 1997. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10897281>. Acesso em: 17 nov. 2011.

MILLER, D L.; GOSWAMI, T. A review of locking compression plate biomechanics and their advantages as internal fixators in fracture healing, **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 1049-1062, 2007. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003307001532>. Acesso em: 17 nov. 2011.

NESS, M.G. Repair of Y-T humeral fractures in the dog using paired “String of pearls” locking plate. **Veterinary and Comparative Orthopaedic and Traumatology**, v. 22, n. 6, p. 492-497, 2009. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19876528>. Acesso em: 17 nov. 2011.

NIEMEYER, P.; SÜDKAMP, N. P. Principles and clinical application of the Locking Compression Plate (LCP). **Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Čechosl.**, v. 73, p. 221-228, 2006. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17026880>. Acesso em: 17 nov. 2011.

PERREN, S.M. et al. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). **Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery**, v. 109, p. 304-310, 1990. Disponível em: <http://www.springerlink.com/content/n1226j5420g41573/>. Acesso em: 17 nov. 2011.

PERREN, S. M. Evolution of the internal fixation of long bone fractures. **The Journal of Bone & Surgery British Volume**. v. 84, p. 1093-1110, 2002. Disponível em: <http://web.jbjs.org.uk/cgi/reprint/84-B/8/1093.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2011.

SCHÜTZ, M.; SÜDKAMP, N.P. Revolution in plate osteosynthesis: new internal fixator systems. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 8, p. 252-258, 2003. Disponível em: <http://www.springerlink.com/content/v3442g4w8neh4vtc/>. Acesso em: 17 nov. 2011.

SCHWANDT, C.S.; MONTAVON, P.M. Locking compression plate fixation of radial and tibial fractures in a young dog. **Veterinary and Comparative Orthopaedic and Traumatology**, v. 18, p. 194-198, 2005. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16594453>. Acesso em: 17 nov. 2011.

SOMMER, C. Biomechanics and clinical application principles of locking plates. **Suomen Ortopedia ja Traumatologia**, v. 29, p. 20-24, 2006. Disponível em: <http://www.soy.fi/sot-lehti/1-2006/4.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2011.

SZYPRYT, P.; FORWARD, D. The use and abuse of locking plates. **Orthopaedics and Trauma**, v. 23, p. 281-290, 2009. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1877132709000955>. Acesso em: 17 nov. 2011.

UHTHOFF, H.K. et al. Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. **Journal of Orthopaedic Science**, v. 11, p. 118-126, 2006. Disponível

em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2780616/>. Acesso em: 17 nov. 2011.

VANNINI, R. The syntheses locking plates. In: ANNUAL EUROPEAN SOCIETY OF VETERINARY ORTHOPAEDICS AND TRAUMATOLOGY (ESVOT) CONGRESS, 15., 2010, Bologna. **Proceedings...** Bologna: IVIS, 2010. p. 178-180. Disponível em: <http://www.ivis.org/proceedings/esvot/2010/sa/59.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2011.

VOSS, K.; KELLER, M.; MONTAVON, P.M. Internal splinting of dorsal intertarsal and tarsometatarsal instabilities in dogs and cats with the ComPact Unilock 2.0/2.4TM System. **Veterinary and Comparative Orthopaedic and Traumatology**, v. 17, p. 125-130, 2004. Disponível em: <http://www.research-projects.uzh.ch/media/pdf/p6084.pdf>. Acesso em: 17 nov. 2011.

VOSS, K. et al. Repair of long-bone fractures in cats and small dogs with the Unilock mandible locking plate system. **Veterinary and Comparative Orthopaedic and Traumatology**, v. 22, p. 398-405, 2009. Disponível em: <http://www.schattauer.de/en/magazine/subject-areas/journals-a-z/vcot/contents/archive/issue/972/manuscript/11907.html>. Acesso em: 17 nov. 2011.

WAGNER, M. General principles for the clinical use of the LCP. **International Journal of the Care of the Injured**, v. 34, p. S-B31-S-B42, 2003. Disponível em: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14580984>. Acesso em: 17 nov. 2011.

CIÊNCIA RURAL
REVISTA CIENTÍFICA DO CENTRO DE CIÊNCIAS RURAIS - UFSM
CENTRO DE CIÊNCIAS RURAIS, PRÉDIO 42, SALA 3104
97105-900 - SANTA MARIA, RS - BRASIL
FONE:xx(55) 32208698
FAX: xx(55) 32208695
Email: cienciarural@mail.ufsm.br
homepage:<http://www.ufsm.br/ccr/revista/>

1. CIÊNCIA RURAL - Revista Científica do Centro de Ciências Rurais da Universidade Federal de Santa Maria publica artigos científicos, revisões bibliográficas e notas referentes à área de Ciências Agrárias, que deverão ser destinados com exclusividade.

2. Os artigos científicos, revisões e notas devem ser encaminhados via [eletrônica](#) e editados em idioma Português ou Inglês. Todas as linhas deverão ser numeradas e paginadas no lado inferior direito. O trabalho deverá ser digitado em tamanho A4 210 x 297mm com, no máximo, 25 linhas por página em espaço duplo, com margens superior, inferior, esquerda e direita em 2,5cm, fonte Times New Roman e tamanho 12. **O máximo de páginas será 15 para artigo científico, 20 para revisão bibliográfica e 8 para nota, incluindo tabelas, gráficos e figuras.** Figuras, gráficos e tabelas devem ser disponibilizados ao final do texto e individualmente por página, sendo que **não poderão ultrapassar as margens e nem estar com apresentação paisagem.**

3. O artigo científico deverá conter os seguintes tópicos: Título (Português e Inglês); Resumo; Palavras-chave; Abstract; Key words; Introdução com Revisão de Literatura; Material e Métodos; Resultados e Discussão; Conclusão e Referências; Agradecimento(s) e Apresentação; Fontes de Aquisição; Informe Verbal; Comitê de Ética e Biossegurança devem aparecer antes das referências. **Pesquisa envolvendo seres humanos e animais obrigatoriamente devem apresentar parecer de aprovação de um comitê de ética institucional já na submissão** (Modelo [.doc](#), [.pdf](#)).

4. A revisão bibliográfica deverá conter os seguintes tópicos: Título (Português e Inglês); Resumo; Palavras-chave; Abstract; Key words; Introdução; Desenvolvimento; Conclusão; e Referências. Agradecimento(s) e Apresentação; Fontes de Aquisição e Informe Verbal; Comitê de Ética e Biossegurança devem aparecer antes das referências. **Pesquisa envolvendo seres humanos e animais obrigatoriamente devem apresentar parecer de aprovação de um comitê de ética institucional já na submissão** (Modelo [.doc](#), [.pdf](#)).

5. A nota deverá conter os seguintes tópicos: Título (Português e Inglês); Resumo; Palavras-chave; Abstract; Key words; Texto (sem subdivisão, porém com introdução; metodologia; resultados e discussão e conclusão; podendo conter tabelas ou figuras); Referências. Agradecimento(s) e Apresentação; Fontes de Aquisição e Informe Verbal; Comitê de Ética e Biossegurança devem aparecer antes das referências. **Pesquisa envolvendo seres humanos e animais obrigatoriamente devem apresentar parecer de aprovação de um comitê de ética institucional já na submissão.** (Modelo [.doc](#), [.pdf](#)).

6. Não serão fornecidas separatas. Os artigos encontram-se disponíveis no formato pdf no endereço eletrônico da revista www.scielo.br/cr.

7. Descrever o título em português e inglês (caso o artigo seja em português) - inglês e português (caso o artigo seja em inglês). Somente a primeira letra do título do artigo deve ser maiúscula exceto no caso de nomes próprios. Evitar abreviaturas e nomes científicos no título. O nome científico só deve ser empregado quando estritamente necessário. Esses devem aparecer nas palavras-chave, resumo e demais seções quando necessários.

8. As citações dos autores, no texto, deverão ser feitas com letras maiúsculas seguidas do ano de publicação, conforme exemplos: Esses resultados estão de acordo com os reportados por MILLER & KIPLINGER (1966) e LEE et al. (1996), como uma má formação congênita (MOULTON, 1978).

9. As Referências deverão ser efetuadas no estilo ABNT (NBR 6023/2000) conforme normas próprias da revista.

9.1. Citação de livro:
JENNINGS, P.B. **The practice of large animal surgery**. Philadelphia : Saunders, 1985. 2v.

TOKARNIA, C.H. et al. (Mais de dois autores) **Plantas tóxicas da Amazônia a bovinos e outros herbívoros**. Manaus : INPA, 1979. 95p.

9.2. Capítulo de livro com autoria:
GORBAMAN, A. A comparative pathology of thyroid. In: HAZARD, J.B.; SMITH, D.E. **The thyroid**. Baltimore : Williams & Wilkins, 1964. Cap.2, p.32-48.

9.3. Capítulo de livro sem autoria:
COCHRAN, W.C. The estimation of sample size. In: _____. **Sampling techniques**. 3.ed. New York : John Willey, 1977. Cap.4, p.72-90.
TURNER, A.S.; McILWRAITH, C.W. Fluidoterapia. In: _____. **Técnicas cirúrgicas em animais de grande porte**. São Paulo : Roca, 1985. p.29-40.

9.4. Artigo completo:
O autor deverá acrescentar a url para o artigo referenciado e o número de identificação DOI (Digital Object Identifiers), conforme exemplos abaixo:

MEWIS, I.; ULRICHS, CH. Action of amorphous diatomaceous earth against different stages of the stored product pests *Tribolium confusum* (Coleoptera: Tenebrionidae), *Tenebrio molitor* (Coleoptera: Tenebrionidae), *Sitophilus granarius* (Coleoptera: Curculionidae) and *Plodia interpunctella* (Lepidoptera: Pyralidae). **Journal of Stored Product Research**, Amsterdam (Cidade opcional), v.37, p.153-164, 2001. Disponível em: <[http://dx.doi.org/10.1016/S0022-474X\(00\)00016-3](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-474X(00)00016-3)>. Acesso em: 20 nov. 2008. doi: 10.1016/S0022-474X(00)00016-3.

PINTO JUNIOR, A.R. et al (Mais de 2 autores). Resposta de *Sitophilus oryzae* (L.), *Cryptolestes ferrugineus* (Stephens) e *Oryzaephilus surinamensis* (L.) a diferentes concentrações de terra de diatomácea em trigo armazenado a granel. **Ciência Rural** ,

Santa Maria (**Cidade opcional**), v. 38, n. 8, p.2103-2108, nov. 2008 . Disponível em: <http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0103-84782008000800002&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em: 25 nov. 2008. doi: 10.1590/S0103-84782008000800002.

9.5. Resumos:
RIZZARDI, M.A.; MILGIORANÇA, M.E. Avaliação de cultivares do ensaio nacional de girassol, Passo Fundo, RS, 1991/92. In: JORNADA DE PESQUISA DA UFSM, 1., 1992, Santa Maria, RS. **Anais...** Santa Maria : Pró-reitoria de Pós-graduação e Pesquisa, 1992. V.1. 420p. p.236.

9.6. Tese, dissertação:
COSTA, J.M.B. **Estudo comparativo de algumas características digestivas entre bovinos (Charolês) e bubalinos (Jafarabad).** 1986. 132f. Monografia/Dissertação/Tese (Especialização/ Mestrado/Doutorado em Zootecnia) - Curso de Pós-graduação em Zootecnia, Universidade Federal de Santa Maria.

9.7. Boletim:
ROGIK, F.A. **Indústria da lactose.** São Paulo : Departamento de Produção Animal, 1942. 20p. (Boletim Técnico, 20).

9.8. Informação verbal:
Identificada no próprio texto logo após a informação, através da expressão entre parênteses. Exemplo: ... são achados descritos por Vieira (1991 - Informe verbal). Ao final do texto, antes das Referências Bibliográficas, citar o endereço completo do autor (incluir E-mail), e/ou local, evento, data e tipo de apresentação na qual foi emitida a informação.

9.9. Documentos eletrônicos:
MATERA, J.M. **Afecções cirúrgicas da coluna vertebral: análise sobre as possibilidades do tratamento cirúrgico.** São Paulo : Departamento de Cirurgia, FMVZ-USP, 1997. 1 CD.

GRIFON, D.M. Arthroscopic diagnosis of elbow displasia. In: WORLD SMALL ANIMAL VETERINARY CONGRESS, 31., 2006, Prague, Czech Republic. **Proceedings...** Prague: WSAVA, 2006. p.630-636. Acessado em 12 fev. 2007. Online. Disponível em: <http://www.ivis.org/proceedings/wsava/2006/lecture22/Griffon1.pdf?LA=1>

UFRGS. **Transgênicos.** Zero Hora Digital, Porto Alegre, 23 mar. 2000. Especiais. Acessado em 23 mar. 2000. Online. Disponível em: <http://www.zh.com.br/especial/index.htm>

ONGPHIPHADHANAKUL, B. Prevention of postmenopausal bone loss by low and conventional doses of calcitriol or conjugated equine estrogen. **Maturitas**, (Ireland), v.34, n.2, p.179-184, Feb 15, 2000. Obtido via base de dados MEDLINE. 1994-2000. Acessado em 23 mar. 2000. Online. Disponível em: <http://www.Medscape.com/server-java/MedlineSearchForm>

MARCHIONATTI, A.; PIPPI, N.L. Análise comparativa entre duas técnicas de recuperação de úlcera de córnea não infectada em nível de estroma médio. In: SEMINARIO LATINOAMERICANO DE CIRURGIA VETERINÁRIA, 3., 1997, Corrientes, Argentina. **Anais...** Corrientes : Facultad de Ciencias Veterinarias - UNNE, 1997. Disquete. 1 disquete de 31/2. Para uso em PC.

10. Desenhos, gráficos e fotografias serão denominados figuras e terão o número de ordem em algarismos arábicos. A revista não usa a denominação quadro. As figuras devem ser disponibilizadas individualmente por página. Os desenhos figuras e gráficos (com largura de no máximo 16cm) devem ser feitos em editor gráfico sempre em qualidade máxima com pelo menos 300 dpi em extensão .tiff. As tabelas devem conter a palavra tabela, seguida do número de ordem em algarismo arábico e não devem exceder uma lauda.

11. Os conceitos e afirmações contidos nos artigos serão de inteira responsabilidade do(s) autor(es).

12. Será obrigatório o cadastro de todos autores nos metadados de submissão. O artigo não tramitará enquanto o referido item não for atendido. Excepcionalmente, mediante consulta prévia para a Comissão Editorial outro expediente poderá ser utilizado.

13. Lista de verificação (Checklist [.doc](#), [.pdf](#)).

14. Os artigos serão publicados em ordem de aprovação.

15. Os artigos não aprovados serão arquivados havendo, no entanto, o encaminhamento de uma justificativa pelo indeferimento.

16. Em caso de dúvida, consultar artigos de fascículos já publicados antes de dirigir-se à Comissão Editorial.